



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM

ENGENHARIA DE PRODUÇÃO

**APLICAÇÃO DA IMPRESSÃO 3D E RECONSTRUÇÃO  
DIGITAL NO DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES  
MAXILOFACIAIS**

**PATRICIA LIDIANE CARNEIRO SILVA**

**Belo Horizonte**

**2019**

**PATRICIA LIDIANE CARNEIRO SILVA**

**APLICAÇÃO DA IMPRESSÃO 3D E RECONSTRUÇÃO  
DIGITAL NO DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES  
MAXILOFACIAIS**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia de Produção.

**Área de concentração:** Processo de fabricação e materiais

**Orientador:** Prof. Dr. Juan Carlos Campos Rúbio

**Coorientadora:** Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Amália Moreno

**Belo Horizonte**

**2019**



# UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

## PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM

Dissertação intitulada “APLICAÇÃO DA IMPRESSÃO 3D E RECONSTRUÇÃO DIGITAL NO DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES MAXILOFACIAIS”, de autoria da mestrandia Patricia Lidiane Carneiro Silva, - \_\_\_\_\_ pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

---

Prof. Dr. Juan C. C. Rubio – Escola de Engenharia da UFMG – Orientador

---

Prof<sup>a</sup>. Dra Amália Moreno – CPC/Faculdade de Odontologia da UFMG -  
Coorientadora

---

Prof. Dr. Wanderson de Oliveira Leite – Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de Minas Gerais - IFMG

---

Dr. Luciano Machado Gomes Vieira – Escola de Engenharia da UFMG



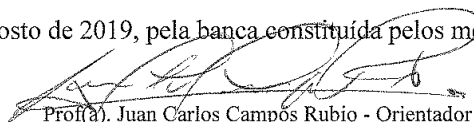
FOLHA DE APROVAÇÃO


**APLICAÇÃO DA IMPRESSÃO 3D E RECONSTRUÇÃO DIGITAL NO  
DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES MAXILOFACIAIS**

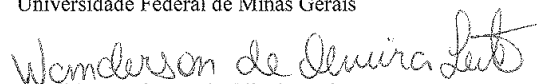
**PATRICIA LIDIANE CARNEIRO SILVA**

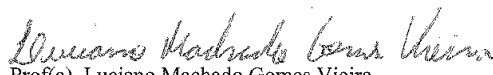
Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Mestre em ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, área de concentração PESQUISA OPERACIONAL E INTERVENÇÃO EM SISTEMAS SOCIOTÉCNICOS, linha de pesquisa Processos de Fabricação e Materiais.

Aprovada em 08 de agosto de 2019, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Juan Carlos Campós Rubio - Orientador  
UFMG

  
Prof(a). Amalia Moreno - Coorientadora  
Universidade Federal de Minas Gerais

  
Prof(a). Wanderson de Oliveira Leite  
UFMG

  
Prof(a). Luciano Machado Gomes Vieira  
Universidade de São Paulo (USP)

Belo Horizonte, 8 de agosto de 2019.

Dedico à minha avó Geralda (*in memoriam*)  
que sonhava com uma família de estudiosos.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente à Deus, que me deu forças para trilhar este caminho.

Aos meus pais e tios pelo incentivo, e por me ajudarem em todos os momentos. Ao meu esposo Anderson Melo Silva, que me apoia em todas as minhas decisões e me sustenta para levar todas elas a diante.

À Universidade Federal de Minas Gerais, seu corpo docente, e em especial ao meu orientador Dr. Juan C. C. Rúbio, pela oportunidade, orientação e apoio, e também pelas intervenções no momento certo, com intuito de manter o foco no estudo, que foram primordiais para conclusão deste estudo. Estendo este agradecimento também aos demais professores da linha de pesquisa, que sempre demonstraram apoio, no intuito de me motivar.

Aos companheiros de jornada tanto da Engenharia de Produção quanto da Engenharia Mecânica, ao professor Dr. Wanderson de Oliveira Leite, e ao Dr. Luciano Vieira que muitas vezes dispunham de seu precioso tempo para me auxiliar em minhas pesquisas.

À professora Dr<sup>a</sup>. Amália Moreno da Faculdade de Odontologia de UFMG, que abriu seu laboratório para a realização desta pesquisa, e a aluna Clara Lisboa Santana Miranda que dividiu comigo um caso clínico na disciplina de Prótese Bucomaxilofacial.

Ao Centro de Inovação e Tecnologia em Compósitos (CITeC) da UFSJ e ao Dr. Luciano Machado Gomes Vieira pela realização dos ensaios mecânicos.

E a FAPEMIG pelo apoio financeiro, sem o qual não seria possível dar continuidade aos meus estudos.

A todos que de forma direta ou indireta apoiam e incentivam à pesquisa.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 2.1:</b> Paciente com rinotomia a) Defeito nasal oriundo de oncocirurgia b) Prótese nasal retida mecanicamente por óculos. Clínica de Prótese Buco-Maxilo-Facial da FOUFGM. ....	19
<b>Figura 2.2:</b> Prótese facial (área estética externa sem pintura extrínseca, com pintura extrínseca e área interna lisa). Clínica de Prótese Buco-Maxilo-Facial da FOUFGM.....	20
<b>Figura 2.3:</b> Etapas de confecção de uma prótese maxilofacial da forma convencional. ....	21
<b>Figura 2.4:</b> Apresentação do rosto do paciente para o levantamento. a) Em face, b) Em perfil.....	24
<b>Figura 2.5:</b> Etapas de projeto e fabricação da prótese nasal. Adaptado de Neto <i>et al.</i> (2015) .....	25
<b>Figura 2.6:</b> O processo técnico de aquisição de dados. Adaptado Golovin <i>et al.</i> , (2018).....	27
<b>Figura 2.7:</b> Generalização dos processos de Manufatura Aditiva .....	31
<b>Figura 2.8:</b> Esquema de funcionamento da impressora SLA .....	33
<b>Figura 2.9:</b> Esquema de funcionamento da impressora de jateamento de aglutinante .....	33
<b>Figura 2.10:</b> Esquema de funcionamento da impressora SLS . ....	34
<b>Figura 2.11:</b> Esquema de funcionamento da impressora FDM . ....	35
<b>Figura 3.1:</b> Esquema resumo da metodologia proposta .....	40
<b>Figura 3.2:</b> Z-Printer TM 650.....	41
<b>Figura 3.3:</b> Montagem da bandeja de impressão utilizando Z-print 7.1.....	42
<b>Figura 3.4:</b> Molde para estudo da polimerização do elastômero maxilofacial.....	43
<b>Figura 3.5:</b> Corpos de provas impressos a) ensaio de compressão, e b) ensaio de flexão.....	44
<b>Figura 3.6:</b> Bomba de sucção e câmara de vácuo.....	45
<b>Figura 3.7:</b> Máquina universal de ensaio, modelo AG-X Plus. a) ensaio de compressão de corpo cilíndrico b) ensaio de flexão de três pontos. ....	46
<b>Figura 3.8:</b> Processo de copia do molde a) Confecção do molde MA de alginato. b) inclusão do gesso no alginato para confecção do molde tradicional. ....	49
<b>Figura 3.9:</b> Moldes para teste de termopolimerização a) molde MA b) molde tradicional.....	50

<b>Figura 3.10:</b> Equipamentos para o teste de termopolimerização a) Estufa b) Polimerizadora de Resinas.....	51
<b>Figura 3.11:</b> Testes com o durômetro para comparar a dureza do elastômero.....	51
<b>Figura 3.12:</b> Processo de digitalização. Adaptado 3D Systems Sense (2017). ....	52
<b>Figura 4.1:</b> Elastômeros após desmoldagem (desinclusão). ....	59
<b>Figura 4.2:</b> Detalhe das presenças de bolhas no elastômero.....	60
<b>Figura 4.3:</b> Condição dos moldes no processo de desmoldagem. ....	60
<b>Figura 4.4:</b> Vulcanização do elastômero em a) sem formação de bolha e em b) com formação de bolhas.....	62
<b>Figura 4.5:</b> Resultado dos testes de termopolimerização, da esquerda para direita o primeiro é o grupo de controle obtido em molde tradicional e os demais obtidos em molde FR o teste foi realizado em triplicata. ....	63
<b>Figura 5.1:</b> Partes que constituem o nariz externo .....	65
<b>Figura 5.2:</b> Resumo dos processo de produção da prótese maxilofacial a) Convencional e b) CAD/CAM.....	68
<b>Figura 5.3:</b> Vista frontal de defeito da região nasal em decorrência de oncocirurgia.....	69
<b>Figura 5.4:</b> Processo convencional de aquisição da forma a) proteção com gaze e vaselina. b) Moldagem com alginato. c) Moldera com gesso (gaze como meio de união).....	70
<b>Figura 5.5:</b> Base em gesso obtida pelo método convencional .....	70
<b>Figura 5.6:</b> Formatos para prótese de nariz a) Formato adquirido de outra pessoa. b) Modelo esculpido manualmente.....	71
<b>Figura 5.7:</b> Modelo utilizado para produção de prótese manual.....	71
<b>Figura 5.8:</b> Teste de adaptação do modelo para confecção de prótese convencional.....	72
<b>Figura 5.9:</b> Molde para produção convencional de prótese de nariz .....	73
<b>Figura 5.10:</b> Processo de Digitalização 3D, paciente sendo digitalizada e imagem se formando software do equipamento.....	73
<b>Figura 5.11:</b> Arquivo obtido pelo processo de Digitalização 3D .....	74
<b>Figura 5.12:</b> Arquivo de base tratado digital .....	74



<b>Figura 5.13:</b> Formato de nariz digitalizado a) formato “do doador”. b) modelo esculpido e digitalizado. .....	75
<b>Figura 5.14:</b> Modelo utilizado para produção de prótese com ferramental rápido.....	75
<b>Figura 5.15:</b> Teste de adaptação da prótese ao paciente utilizando os modelos 3D. ....	76
<b>Figura 5.16:</b> Detalhe interno dos moldes. a) vista lateral. b) vista superior.....	77
<b>Figura 5.17:</b> Montagem da mesa de impressão.....	77
<b>Figura 5.18:</b> Remoção do pó solto, infiltração com cianoacrilato associado á uma camada de verniz vital.....	78
<b>Figura 5.19:</b> Foto final do molde CAD/CAM.....	78
<b>Figura 5.20:</b> Produção da prótese. a) manipulação. b) inclusão e c) desinclusão do elastômero .....	79
<b>Figura 5.21:</b> Comparação visual das próteses. a) prótese produzida de forma convencional. b) prótese produzida com ferramental rápido. ....	79
<b>Figura 5.22:</b> Finalização da prótese. a) pintura da prótese e b) aplicação de adesivo para retenção.	80
<b>Figura 5.23:</b> Resultado final da prótese.....	80

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 2.1:</b> Indústrias que se beneficiam da manufatura aditiva.....	30
<b>Quadro 2.2:</b> Exemplo de aplicação dos Processos MA na área biomédica.....	36
<b>Quadro 5.1:</b> Comparação entre o método convencional e o método CAD/CAM proposto.....	67

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 3.1:</b> Tabela ANOVA para um fator.....	47
<b>Tabela 3.2:</b> Definição do estudo de termopolimerização do silicone.....	49
<b>Tabela 4.1:</b> Resumo dos resultados obtidos nos ensaios de flexão e compressão.....	55
<b>Tabela 4.2:</b> Resumo dos resultados da ANOVA .....	58
<b>Tabela 4.3:</b> Teste de média de dureza do elastômero polimerizado em diferentes processos utilizando molde MA e molde de gesso. ....	65

## LISTA DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 2.1:</b> Resumo dos estudos realizados na área de próteses maxilofaciais nos últimos 10 anos. ....	21
<b>Gráfico 4.1:</b> Curva força versus deslocamento no ensaio de compressão .....	54
<b>Gráfico 4.2:</b> Curva força versus deslocamento no ensaio de flexão .....	55
<b>Gráfico 4.3:</b> Fator versus variáveis resposta com 95% de confiança.....	56
<b>Gráfico 4.4:</b> Análise Tukey par a par. ....	58
<b>Gráfico 4.5:</b> Equação global que otimiza as quatro variáveis resposta simultaneamente .....	59
<b>Gráfico 4.6:</b> Teste de Tukey comparação par a par das médias de dureza do elastômero .....	64
<b>Gráfico 5.1:</b> Qualidade da prótese confeccionada utilizando digitalização 3D e MA comparada ao modelo convencional .....	81



## LISTA DE ABREVIações E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ANOVA	Análise de Variância
ASTM	Sociedade Americana de Ensaio e Materiais
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CITeC	Centro de Inovação e Tecnologia em Compósitos
DMLS	Sinterização a Laser direta de Metal
ER	Engenharia Reversa
EBM	Fusão por feixe de Elétron
FDM	Modelagem por deposição fundida
FO	Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais
FR	Ferramental Rápido
<i>Laser</i>	Amplificação de luz por emissão estimulada de radiação
LEPAM	Laboratório de Processos Avançados de Manufatura
MA	Manufatura Aditiva
MOE	Módulo de elasticidade obtido no ensaio mecânico (GPa)
MOR	Módulo de resistência obtido no ensaio mecânico (MPa)
N	Newton - unidade de medida de força
RM	Ressonância Magnética
SLA	Estereolitografia
SLM	Fusão Seletiva a Laser
SLS	Sinterização Seletiva a Laser
STL	Linguagem de padrão triangular ( <i>STereoLithography</i> )
TC	Tomografia Computadorizada
FOUFMG	Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais

## SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>CAPÍTULO 2 – REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>19</b>
2.1 Histórico de confecção de próteses .....	19
2.2 Digitalização 3D aplicada a fabricação de próteses.....	24
2.3 Processos de aquisição de dados e construção do modelo .....	26
2.4 Manufatura aditiva .....	28
2.4.1 Fluxo de trabalho na manufatura aditiva.....	31
2.4.2 Principais tipos de processos.....	32
2.4.3 Utilização de MA na confecção de próteses .....	38
<b>CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>39</b>
3.1 Impressão 3D dos moldes e dos corpos de prova .....	41
3.2 Pós-processamento.....	44
3.3 Ensaio mecânicos.....	45
3.4 Análise estatística de variância ANOVA .....	46
3.5 Elastômero maxilofacial.....	47
3.6 Construção de molde e vazamento do elastômero.....	48
3.7 Utilização de temperatura para acelerar o processo de polimerização .....	49
3.8 Digitalização 3D escultura e adaptação .....	51
<b>CAPÍTULO 4 – ANÁLISE DOS RESULTADOS .....</b>	<b>55</b>
4.1 Análises estatística dos resultados .....	55
4.2 Análise da interação do silicone com os materiais infiltrantes .....	56
4.3 Utilização de temperatura para acelerar o processo de polimerização .....	62
<b>CAPÍTULO 5 – CASO CLÍNICO .....</b>	<b>65</b>
5.1 E Aquisição do formato e adaptação do modelo.....	69
5.2 Confecção do molde.....	75
5.3 Confecção das próteses.....	79
<b>CAPÍTULO 6 -Discussão .....</b>	<b>81</b>

<b>CAPÍTULO 7 – CONCUSÕES</b> .....	82
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	84
ANEXO A – Informações adicionais da estatística descritiva TUKEY e a ANOVA dos valores obtidos nos ensaios de flexão MOR (MPa) .....	89
ANEXO B – Informações adicionais da estatística descritiva TUKEY e a ANOVA dos valores obtidos nos ensaios de flexão MOE (GPa).....	90
ANEXO C – Informações adicionais da estatística descritiva TUKEY e a ANOVA dos valores obtidos nos ensaios de Compressão MOR (MPa) .....	91
ANEXO D – Informações adicionais da estatística descritiva tukey e a anova dos valores obtidos para porcentagem de infiltrante absorvido .....	92
APENDICE E – Informações adicionais da estatística descritiva e a ANOVA dos valores obtidos nos ensaios de Compressão MOR (MPa) .....	92
APENDICE E – I Informações adicionais sobre a estatística descritiva tukey dos valores obtidos no ensaio de Dureza (SHORE A) .....	93
ANEXO F – Questionário estruturado aplicado à equipe de prótese buco-maxilo-facial da faculdade de odontologia/UFMG .....	93

## RESUMO

A Manufatura Aditiva (MA) atualmente possui várias aplicações na área da saúde, como a construção de biomodelos para apoio em cirurgias, à adaptação de produtos na área médica e a construção de ferramentais para fabricação de próteses e órteses. Nesse contexto foi realizada a aplicação de digitalização tridimensional (3D) e MA no desenvolvimento de Ferramental Rápido (FR) para fabricação de prótese maxilofacial. Para isso foi realizada a digitalização 3D e a aquisição da forma geométrica do paciente e da prótese, e a partir desses dados foi elaborado um modelo 3D do molde para obtenção da prótese facial. O modelo 3D foi exportado em arquivo com extensão STL (*Stereolithography*) e utilizando um *software* foi fatiado em camadas e impresso por meio da tecnologia de jateamento de aglutinante que necessita de pós processamento com material infiltrante para melhoria da resistência mecânica do molde. Este material infiltrante também deve permitir a polimerização do elastômero maxilofacial MDX4-4210. Ao total foram testados seis grupos de revestimento em corpos de prova, e o revestimento com cianocrilato com a adição de uma camada de verniz vitral apresentou-se como a melhor opção para a confecção de moldes (muflas) após testes mecânicos. O processo foi aplicado em um caso clínico de confecção de prótese facial e obteve sucesso. Pode-se concluir que viabilidade da utilização de FR na produção de prótese maxilofacial, e também melhoria do formato da prótese facial, da espessura da borda e adaptação ao paciente, quando comparada ao processo de confecção convencional.

**Palavras-Chave:** Manufatura Aditiva. Infiltrante. Prótese maxilofacial.

## **ABSTRACT**

Additive Manufacturing (AM) currently has several applications in healthcare, such as the construction of biomodels to support surgeries, the adaptation of medical products and the construction of tools for the manufacture of prostheses and orthoses. In this context, we propose the application of three-dimensional (3D) and AM scanning in the development of Rapid Tooling (RT) for manufacturing maxillofacial prostheses. The 3D digitization allows the acquisition of the geometric shape of the patient and the prosthesis and from this data is made a 3D model of the mold to obtain the prosthesis. The 3D model is exported in STL (Stereolithography) format and using software is sliced and printed using binder blasting technology which requires post processing with infiltrating material to improve the mechanical strength of the mold. This infiltrating material should also allow the polymerization of MDX4-4210 maxillofacial elastomer silicone. In total, six coating groups were tested and it was concluded that cyanocrylate coating with the addition of a stained glass varnish layer was the best option for mold making. The process was successfully applied in a clinical case, and it is concluded that the use of RF in the production of maxillofacial prosthesis is not only feasible, but its use has improved prosthesis shape, edge thickness and patient adaptation when compared to the prostheses produced in the conventional process.

**Keywords:** Additive Manufacturing. Infiltrator. Maxillofacial prosthesis.



## CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

A utilização da Manufatura Aditiva (MA) e da Digitalização tridimensional (3D) na área médica e odontológica progrediu com o intuito de permitir programações cirúrgicas e criação de próteses e órteses. Existem vários processos MA empregados para criação de biomodelos que são réplicas da morfologia de uma estrutura biológica em material sólido (FERNANDES *et al.*, 2004).

Antas (2008) define que a princípio os modelos biomédicos foram construídos com objetivo didático, e posteriormente, com finalidade cirúrgica e que todos os modelos médicos são únicos, e as características individuais devem ser consideradas de forma cuidadosa quando se procede à seleção de um sistema MA em particular. Por este motivo, a área de bioengenharia, quando comparada com a área de processo industrial pode trazer maiores desafios no que concerne em obter resultados de sucesso.

Os termos MA e impressão 3D tornaram-se sinônimos e podem ser intercambiados sem perda de significado, nesta dissertação adota-se o termo manufatura aditiva como tecnologia aplicada junto à digitalização 3D à área médica (VOLPATO, 2017). A MA existe há mais de 30 anos, mas após o vencimento de uma das últimas patentes da tecnologia em 2009, houve um grande crescimento na indústria e avanço da tecnologia que a tornou mais eficiente e rentável. No entanto, ainda nota-se espaço para avanços como redução do custo da impressora e de seus suprimentos, aumento da capacidade de produção, da velocidade e da autonomia das impressoras (ATTARAN, 2017).

Ainda segundo Attaran (2017) as vantagens da MA sobre manufatura tradicional são: eficiência industrial, peças de reposição simples poderão ser vendidas em qualquer lugar do mundo; a tecnologia permite customização em massa (produção em grande quantidade de bens e serviços que atendam aos anseios específicos de cada cliente, individualmente) e a baixo custo; fabricação sob demanda, pois a tecnologia possibilita a impressão de peças em localizações remotas por distribuidores e serviços locais; fabricação descentralizada ao fabricar itens mais

próximos do destino final, é possível reduzir custos; impressão de sistemas completos, a MA tem a capacidade de imprimir sistemas ou subsistemas por completo, utilizando tecnologia multimaterial; a tecnologia tem o potencial de melhorar qualidade; e modificações e redesenhos sem custos ou perdas, pois os modelos 3D e a MA permitem que engenheiros experimentem várias interações simultâneas com custos adicionais mínimos.

No entanto, para utilização dos processos MA é necessário a consolidação de um modelo 3D, que pode ser esculpido a partir de formas geométricas básicas fornecidas pelos *softwares* de imagens digitalizadas. Segundo Volpato *et al.* (2017), na área médica existem várias modalidades de aquisição de imagens que podem ser utilizadas para construção do modelo 3D:

- A Tomografia Computadorizada (TC) é uma modalidade de imagens médicas que pode facilmente ser integrada a MA pela facilidade de representar ossos e tumores;
- A Ressonância Magnética (RM), assim como a TC representa ossos e tumores, mas possui duas vantagens significativas, não utiliza radiação ionizante e gera imagens com grande contraste entre diferentes tecidos;
- A Ultrassonografia, que utiliza o arco de ultrassom que se propaga executando a aquisição de imagem de forma não invasiva, mas tem como desvantagem a baixa qualidade de imagem;
- Os aparelhos de digitalização (*Scanners*) podem ser baseados em laser ou em luz que permitem a aquisição de imagem de qualidade de forma não invasiva, os quais têm sido cada vez mais aplicados, principalmente na área odontológica.

Assim, dentre as possibilidades de construção de modelo biomédico tem-se o processo de fabricação de prótese de face em elastômero maxilofacial, utilizando MA e digitalização 3D. Esta tecnologia propõe construir um Ferramental Rápido (FR) para reduzir o tempo de confecção das próteses maxilofaciais na Faculdade de Odontologia da UFMG.

A fabricação de FR é uma das aplicações da MA, tendo como exemplos: gabaritos, modelo de “sacrifício”, ferramentas de “sacrifício” e moldes permanentes

para vários processos de fabricação. Esses moldes obtidos por MA podem ser considerados como ferramentas que junto com insertos (machos e cavidades) formam o espaço vazio a ser ocupado pelo material da peça a ser fabricada, que em alguns casos precisam ser montados em um porta molde e então submetida ao processo de fabricação (VOLPATO *et al.*, 2017). Nesse sentido, a fabricação de moldes MA para produção de próteses maxilofaciais caracteriza-se como FR.

Na forma convencional, próteses maxilofaciais são confeccionadas por cirurgiões-dentistas especialistas em prótese maxilofacial. A etapa inicial é a moldagem com hidrocolóide irreversível (alginato), obtendo-se um molde (negativo) da região facial amputada. O molde odontológico em alginato é vazado e recebe cera liquefeita. A peça ceroplástica (escultura em cera) é modificada conforme necessidade e incluída no gesso odontológico para produção dos moldes que, posteriormente, são preenchidos com elastômero maxilofacial (AQUINO *et al.*, 2012). Este processo artesanal apesar de utilizar material de fácil acesso, exige habilidade do profissional, horas de trabalho manual, e maior disponibilidade do paciente em consultório durante o atendimento clínico.

É importante ressaltar que o ser humano pode se deparar em alguma ocasião da vida com a necessidade de cirurgias de amputação e colocação de próteses, seja em decorrência de doenças, acidentes, guerras ou má formação congênita.

A amputação parcial ou completa em órgãos na região facial, olho, nariz, órbita ocular, lábios e maxila/mandíbula, são às vezes elegíveis para reconstrução com próteses maxilofaciais, em decorrência de alguns pacientes não estarem dispostos ou serem fisicamente incapazes de receber reconstruções cirúrgicas complexas (THIELE *et al.*, 2015).

A prótese maxilofacial é um tratamento reparador reversível e satisfatório, que por vezes passa a ser o tratamento definitivo. Em sumo é a ciência de restaurar uma parte malformada ou removida do corpo humano por meios artificiais que necessita reproduzir a forma e cor da parte a ser substituída de forma precisa (WATSON; HATAMLEH, 2014).

A prótese maxilofacial é muito importante para autoestima do paciente reabilitado, pois devolve o sorriso e a confiança, trazendo-o de volta a rotina diária, trabalho e sociedade (PRASAD, 2016).

O objetivo geral deste trabalho é estudar o uso da reconstrução digital 3D e MA aplicada ao desenvolvimento de próteses maxilofaciais. Os objetivos específicos são avaliar o contexto da utilização de próteses maxilofaciais; caracterizar o uso das impressoras 3D; testar infiltrante para pós-processamento das impressões 3D, que melhore as propriedades mecânicas da peça e ao mesmo tempo seja compatível com a polimerização do elastômero maxilofacial; testar as possibilidades de polimerização à temperatura ambiente e a termopolimerização do elastômero em um molde MA; e utilizar o processo selecionado em um estudo de caso clínico para reabilitação facial.

Para melhor compreensão do estudo o texto foi dividido em seis capítulos. O Capítulo 1 tem por objetivo contextualizar e apresentar ao leitor a pesquisa desenvolvida, assim como a definição dos problemas e os objetivos. No Capítulo 2 é apresentado o embasamento teórico e os principais conceitos necessários ao entendimento do estudo de caso clínico: o panorama de desenvolvimento e utilização de próteses maxilofaciais; O que é MA e como ela pode ser aplicada a produção de próteses; Aspectos importantes de aquisição de imagem para construção de modelo 3D.

O Capítulo 3 aborda os materiais e métodos utilizados na pesquisa, equipamento de digitalização e impressora 3D utilizados, assim como a seleção de material infiltrante para o pós-processamento das peças. O capítulo também descreve os ensaios utilizados. No Capítulo 4 são discutidos os resultados obtidos através de análise estatística e o que eles representam para a possibilidade de se produzir os moldes para próteses maxilofaciais a partir de manufatura aditiva.

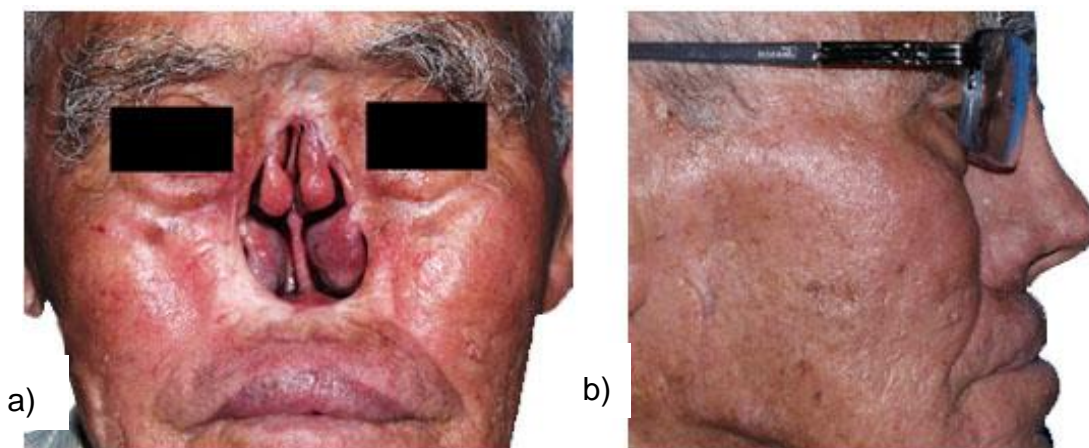
O Capítulo 5 descreve o caso clínico estudado, a proposta de confecção de prótese de nariz utilizando FR e um questionário de avaliação da qualidade final da prótese. Encerrando, o Capítulo 6 apresenta as conclusões e as expectativas de trabalho futuro.

## CAPÍTULO 2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1. Histórico de confecção de próteses maxilofaciais

Embora todos nós sejamos indivíduos com características únicas, diferenças na anatomia humana podem afetar a autoestima, a capacidade de socialização e realização pessoal. Segundo Dangelo e Fattine (2002) a idade, o sexo, a raça e o biótipo são fatores que afetam e modificam a anatomia humana. Por esta razão as próteses devem ser específicas para cada indivíduo, pois não existe um modelo de nariz ou de orelha que se adapte de forma natural em qualquer pessoa. As próteses maxilofaciais ajudam a manter a identidade do paciente, por esta razão, precisam ser feitas especificamente para cada um.

Próteses faciais e corporais necessitam que o limite entre as bordas da prótese e a pele do paciente não sejam perceptíveis e em alguns casos pode utilizar estruturas para camuflar a prótese (WATSON; HATAMLEH, 2014).



**Figura 2.1:** Paciente com rinotomia a) Defeito nasal oriundo de oncociurgia b) Prótese nasal retida mecanicamente por óculos. Setor de Prótese Buco-Maxilo-Facial da FO-UFMG.

A figura 2.1 apresenta o resultado da utilização de uma prótese nasal obtida pelo método tradicional. A ausência do nariz é um problema estético significativo, o qual pode ser o resultado de má formação congênita, cirurgia de remoção de tumor, ou um acidente, entretanto, independentemente da causa, esta alteração acarreta um problema estético significativo (SANTOS *et al.*, 2010). Analogamente, pode-se

entender que, a perda de qualquer membro afeta a autoestima e as condições sociais do indivíduo.

Cardoso *et al.*, (2006) afirma que as reabilitações protéticas faciais apresentam grande importância, uma vez que, as mutilações faciais ocasionam alterações morfofuncionais e psicossociais, levando seu portador ao isolamento social e familiar, além da aquisição do *status* de indivíduo estigmatizado, portador de uma marca que o distingue dos outros.

Desta forma, a aplicação de prótese maxilofacial auxilia a saúde física e mental das pessoas amputadas ou portadoras de deformidade física, bem como o desenvolvimento da sua autonomia e inclusão social, o que segundo o Ministério da Saúde (2013), em última análise, concretiza uma vida plena.

A figura 2.2 apresenta um exemplo de prótese maxilofacial produzida pelo Laboratório de Prótese bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia da UFMG, as quais são réplicas (realistas) dos membros perdidos. Tradicionalmente, estas próteses são produzidas em elastômero maxilofacial utilizando basicamente hidrocolóide irreversível (alginato) e gesso.

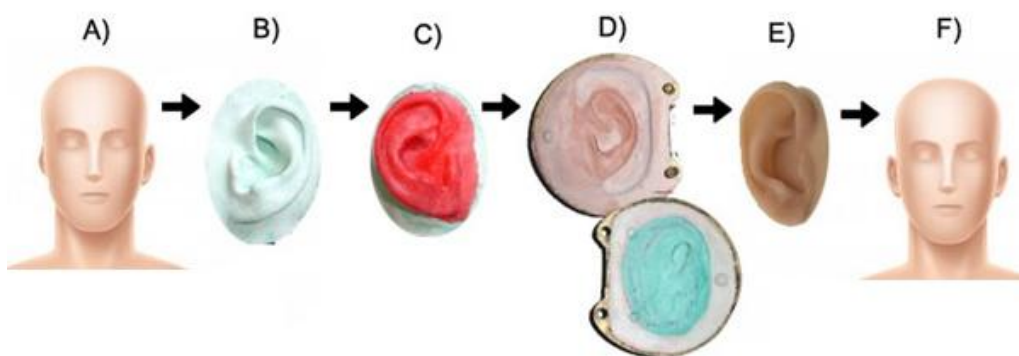


**Figura 2.2:** Prótese facial (área estética externa sem pintura extrínseca, com pintura extrínseca e área interna lisa). Setor de Prótese Buco-Maxilo-Facial da FO-UFMG.

O método tradicionalmente usado para fabricação deste tipo de prótese baseia-se na confecção de um modelo do membro por meio de uma base de gesso, com o formato adquirido do paciente utilizando o alginato, e a partir dessa base são produzidos os modelos (em gesso ou em cera) e os moldes (em gesso), que posteriormente são preenchidos com elastômero (AQUINO *et al.*, 2012). Este processo artesanal utiliza material comercialmente disponível, não obstante, exige grande capacidade técnica e habilidade manual do profissional, assim como,

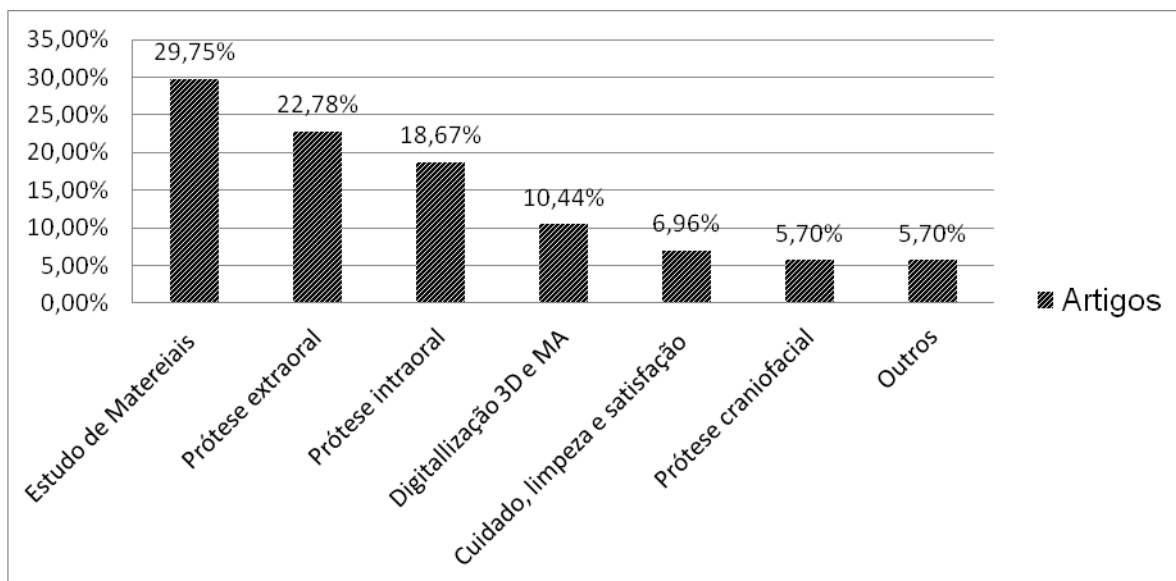
disponibilidade do paciente.

A figura 2.3 é uma esquema visual do processo tradicional de confecção de prótese maxilofacial, na etapa A) é apresentado paciente com a orelha direita amputada. Para confecção da prótese o formato da orelha esquerda é copiado em alginato, representado na etapa B), e uma orelha em cera é moldada com base na orelha espelhada, conforme representação em C). A orelha de cera é incluída em um suporte para molde (mufla) bipartido, com gesso odontológico, gerando o molde D). Este molde é preenchido com silicone, que após o período de polimerização dá origem à prótese representada em E), que após pintura e adaptação pode ser entregue ao paciente F).



**Figura 2.3** Etapas de confecção de uma prótese maxilofacial da forma convencional.

Como forma de avaliar o estado da arte na confecção de próteses maxilofaciais foi realizada análise bibliográfica no portal da CAPES no período de 2008 à 2018 e foram analisados 249 artigos científicos.



**Gráfico 2.1:** Resumo dos estudos realizados na área de próteses maxilofaciais de 2008 a 2018.

O gráfico 2.1 apresenta que a grande maioria dos estudos tem foco nos materiais para produção de prótese. Nesse grupo, se enquadram estudos sobre, a qualidade ou tipo do elastômero maxilofacial utilizado, a sua resistência e desgaste, com ou sem utilização de pigmentos, adesivos e mecanismos para a retenção das próteses, entre outros. Destes pode-se destacar o artigo de Mitra *et al.* (2014), que aborda uma revisão sobre o histórico dos materiais utilizados para próteses maxilofaciais, que no início eram feitas de ouro, prata, papel, pano, couro, outros metais em geral, até as mais atuais em materiais cerâmicos, látex, elastômeros e silicones de grau médico, contexto no qual os silicones de grau médico sobressaem aos demais materiais. No entanto, pode-se afirmar que não constituem o material ideal. Pois, o mesmo deverá ter características como ser biocompatível e estável quimicamente, esteticamente precisa manter a estabilidade de cor, textura e forma permitindo duplicar a peça a ser substituída mantendo propriedades físicas e mecânicas como: resistência ao rasgo; resistência à tração e alongação; dureza associada como a resistência ao desgaste; rigidez a fim de evitar o ressecamento do material quando expostos a temperaturas frias; molhabilidade e adsorção de água (que representa a quantidade de água adsorvida na superfície); Peso, pois, os materiais devem ser leves e confortáveis para o paciente.



Enquanto não se chega ao material ideal para fabricação de prótese maxilofacial, o silicone grau médico apresenta três principais vantagens, tais como: a possibilidade do uso de moldes de gesso e sua facilidade de manipulação, facilidade de coloração e inércia biológica. A exemplo tem-se o elastômero maxilofacial MDX4-4210 (Dow Corning Corp., EUA), silicone facial comercializado para confecção de próteses maxilofaciais em 1970.

A manipulação do MDX4-4210 é realizada por meio da mistura de 10 partes em peso da base do elastômero para uma parte em peso do catalisador. Durante a homogeneização da mistura é preciso tentar minimizar a formação de bolhas, para eliminar as bolhas é recomendado pelo fabricante expor o material ao vácuo por 30 minutos. O recipiente que contém o material deve ser pelo menos quatro vezes o volume da mistura para permitir a expansão de acordo com a instrução do fabricante.

Prasad (2017) aponta que a confecção de prótese maxilofacial pode ser dividida em dois grupos. O primeiro grupo é prótese extraoral, tendo como exemplo: prótese ocular (repara a cavidade anoftálmica); prótese orbital (repara a região oculopalpebral - olhos e tecidos ao redor); prótese auricular (repara a região auricular); prótese nasal (repara a região nasal); prótese facial média (repara a perda de mais de um órgão facial); e prótese somática (repara uma parte do corpo como dedos, mãos, etc.). O segundo grupo é prótese intraoral, tendo como exemplo: Obturador imediato um ou cirúrgico (suporta a embalagem cirúrgica na cavidade de ressecção); obturador temporário dois (restaura dentes e gengivas e tem uma extensão que causa o fechamento do defeito); obturador definitivo (entregue após a conclusão da cicatrização e remodelação do tecido); prótese de elevação palatina (colabora a elevação do palato mole para a posição correta da fala); prótese de aumento palatino (aumentar o palato duro proteticamente para auxílio do coto remanescente da língua colaborando na fala).

As próteses extraorais são na sua grande maioria, a base de elastômero maxilofacial, as quais podem necessitar de adesivos ou pinos para retenção e ainda utilizar de acessórios como óculos, que além de facilitar a fixação, permitem disfarçar a prótese. Ainda enquadradas nas próteses extraorais, às próteses craniofaciais são classificadas em um grupo a parte por apresentarem

características diferentes, sendo próteses com o objetivo de substituir o tecido ósseo, reparar o crânio, sempre pensando em primeiro lugar na sobrevivência dos pacientes, mas sem comprometer as funcionalidades ósseas para garantir a proteção do cérebro e a reabilitação estética (WERNDLE *et al.*, 2012).

Outro grupo de artigos que se destacam no gráfico 2.1 são os que abordam o tema da digitalização 3D e da MA aplicadas à produção de prótese maxilofacial. Os artigos de forma geral buscam utilizar digitalização e MA para facilitar o processo de obtenção das próteses maxilofaciais. Ilustrando tem-se o artigo de Bockey *et al.*, (2018) que utiliza a aquisição de imagem 3D para reproduzir a órbita ocular, por meio da simetria, espelhando a imagem do olho saudável. E ao comparar as próteses produzidas com auxílio do CAD/CAM apresentaram melhor índice de simetria do que as próteses convencionais, como mostrado na Figura 2.4.



**Figura: 2.4:** Apresentação do rosto do paciente para o levantamento. a) Em face, b) Em perfil.  
(Bockey *et al.*, 2018)

## 2.2. Digitalização 3D aplicada à fabricação de próteses

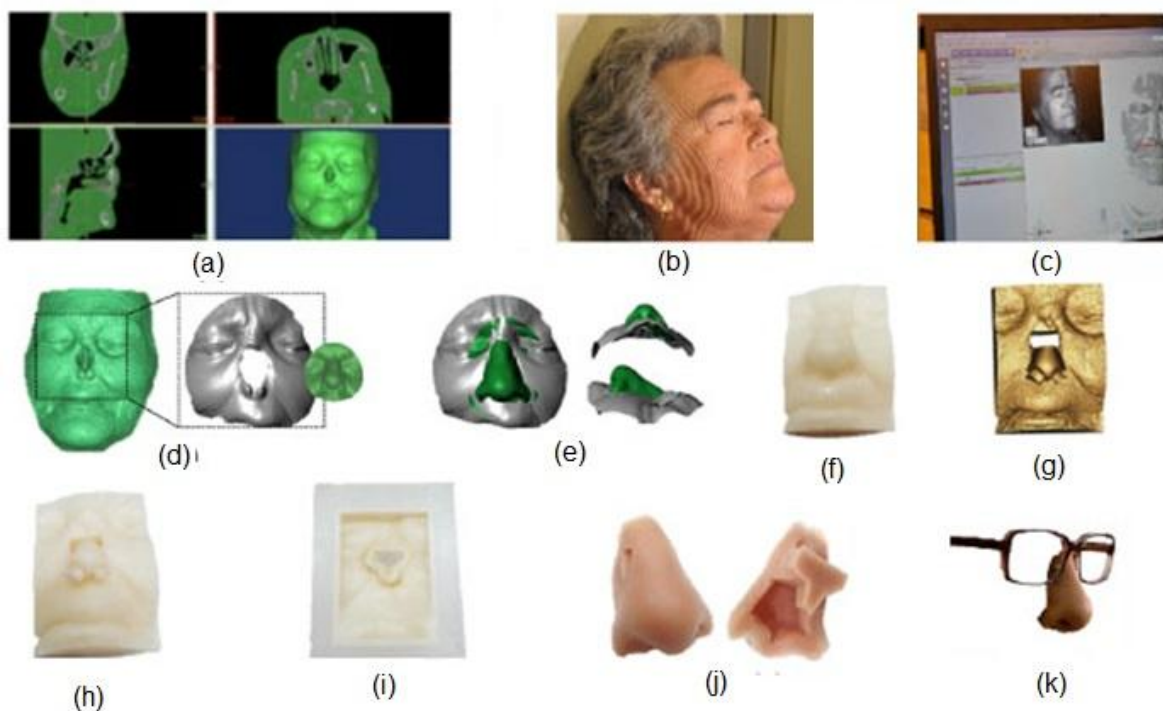
Segundo Volpato *et al.* (2017) todos os sistemas MA necessitam de um modelo 3D dos objetos a serem fabricados e o formato mais utilizado para esses arquivos denomina-se *STereoLithography* (STL). Esse modelo 3D pode ser desenhado em algum sistema computacional ou adquirido a partir de um sistema de digitalização 3D. Existem várias técnicas de digitalização 3D com a finalidade de produzir próteses maxilofaciais, algumas envolvem varredura a Laser para o paciente usando *Scanner* de mão ou *Scanner* ótico. A utilização deste tipo de equipamento poupa o tempo dos pacientes, pois não requer a presença frequente do paciente durante a confecção da prótese (RETROUVEY *et al.*, 2018).

O método de digitalização 3D para obtenção de forma foi introduzido para minimizar o incômodo ao paciente e melhorar a qualidade da forma baseado em métodos avançados de Engenharia Reversa (ER). O método digital tem menos etapas do processo do que o método convencional, mas requer acesso a diversas tecnologias (NETO *et al.*, 2015).

A digitalização 3D pode gerar uma base de dados de diferentes tipos de próteses e superfícies de formas livres, não se restringindo à base teórica, mas sendo aplicado em clínicas de prótese, reduzindo o período de produção e os custos (LIN, WANG, DAIB, 2004).

Esta ferramenta garante a obtenção da forma de maneira não invasiva e sem risco físico ao paciente. O modelo 3D permite acompanhar modificações futuras na morfologia da região afetada (COLOMBO *et al.*, 2006).

Neto *et. al.* (2015) propõe uma abordagem baseada em ER para design e fabricação de uma prótese personalizada, que inclui de forma sucinta as seguintes tarefas: aquisição de dados; reconstrução 3D; projeto de prótese; construção de moldes e fabricação de próteses.



**Figura 2.5:** Etapas de projeto e fabricação da prótese nasal. Adaptado de Neto *et al.* (2015)

O processo de produção de prótese nariz apresentado na figura 2.5 inicia na aquisição da imagem da paciente através de TC (a). Para determinar o formato da prótese foi necessário digitalizar outra mulher com idade similar (b). A digitalização 3D da face é utilizada para criar um banco digital de dados de nariz que será utilizado neste caso e também ficará disponível para ser no futuro (c). Os arquivos digitais foram tratados, dando origem a arquivos em formato STL (d) estes arquivos foram alinhados e modelados até que o formato do nariz se encaixasse adequadamente à base do rosto da paciente (e). Depois de ajustado os formatos foi criado um molde exterior e impresso em material plástico (f). Para a parte interna do nariz foi gerado o modelo virtual (g) que foi impresso em material plástico (h) e moldado em silicone para dar origem a segunda metade do molde (i). Unindo a peça externa e o molde da parte interna é possível obter a prótese de nariz de silicone(j). A prótese ainda foi pintada e anexada à estrutura de uns óculos, que auxilia na sua fixação.

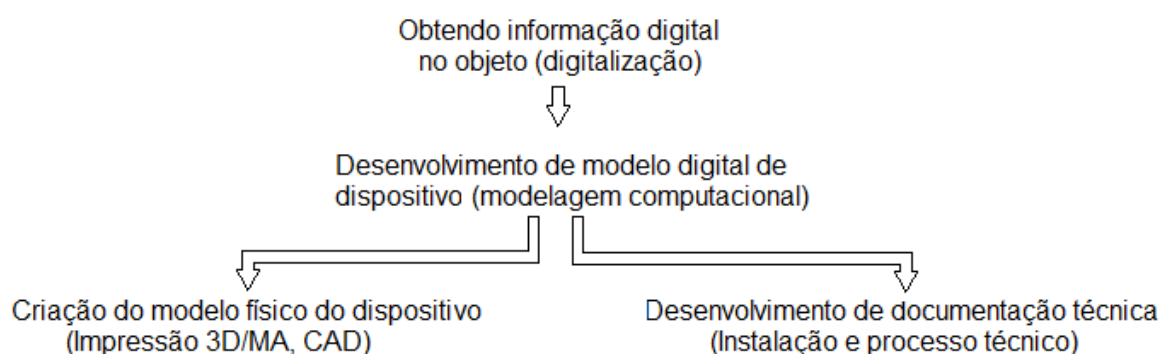
A reconstrução digital de modelos 3D é amplamente utilizada em diversas aplicações médicas, tais, como, produção de biomodelos, guia cirúrgicas, moldes e ferramentais que auxiliam no planejamento cirúrgico, na transição para o transoperatório e no projeto de próteses (VOLPATO *et al.*, 2017).

Dessa forma um primeiro módulo converte os dados brutos em uma malha triangular e o segundo módulo reconstrói um modelo de superfície digital a partir da malha triangular (PATHANK *et al.*, 2016). Estudos prévios têm demonstrado com sucesso os benefícios do uso de sistemas CAD em substituição as técnicas baseadas em gesso, no entanto, ambas as técnicas necessitam de habilidades em modificar os moldes para chegar ao formato desejado (DANIEL; EGGBEER, 2016; RETROUVEY *et al.*, 2016).

Levando em consideração que as tecnologias de imagem progredem rapidamente, tanto em *software* como em *hardware*, isto leva a uma melhoria progressiva da precisão e custo do sistema para aplicações cada vez mais complexas o que é crítico para os objetivos da indústria de próteses, focadas em fornecer uma boa qualidade e serviço de baixo custo para os seus pacientes (TZENG *et al.*, 2015).

## 2.3 Processos de aquisição de dados e reconstrução do modelo

Na atualidade, a representação gráfica computacional de objetos em modelo 3D está sendo amplamente utilizada, seja como método de documentação ou para fins de obtenção de métrica e visualização como apresentado na figura 2.6. No entanto, a instrumentação necessária para este fim apresenta dificuldade associada ao aprendizado de uso e processamento com curva de aprendizado íngreme (KOSSIERIS *et al.*, 2017).



**Figura 2.6:** O processo técnico de aquisição de dados. (Adaptado Golovin et al., 2018)

Os principais processos de digitalização podem ser com contato ou sem contato e em relação à definição de coordenadas espaciais: radial ou axial. Esta definição é importante para planejar o caminho de medição, as posições dos pontos e as direções dos vetores de sondagem, garantindo um caminho livre de colisões. O caminho correto garante nuvens de dados melhores (LIN; WANG; DAIB, 2004). A nuvem de pontos é um conjunto de pontos representados em um sistema de coordenadas tridimensionais geralmente definidos pelos eixos X, Y e Z, que permitem representar a superfície externa de objetos através de modelos 3D.

Independentemente de escolher a obtenção do arquivo por um dispositivo de contato ou por um dispositivo sem contato sempre surgirão os chamados *outliers* (distorções na imagem gerada por pontos fora do padrão desejado) nas nuvens de pontos devido à limitação da ferramenta de medição e do método de medição empregados. Estes pontos fora do padrão são interferências ao modelo 3D obtido. Desta forma, durante o processo de digitalização, é necessário avaliar as nuvens de

pontos obtidos e remover os *outliers* para garantir a precisão dimensional (LIN, WANG, DAIB, 2004).

Na fabricação de próteses a digitalização facilita a aquisição do formato do membro perdido e permite a utilização de um membro análogo espelhado. Porém, a digitalização precisa, não substitui a adaptação individual ao paciente, pois ainda existem sutis diferenças entre o objeto espelhado e os contornos finais da prótese que utiliza de adaptações para fixação e retenção da mesma. Esta adaptação ainda necessita da experiência do profissional protesista bucomaxilofacial, mas o processo de digitalização consegue isso com maior precisão, e em tempo reduzido. Outra grande vantagem é o arquivamento digital que permite guardar dados do paciente em catálogos eletrônicos. É importante ressaltar que estes dados podem ser usados posteriormente em outros pacientes (WATSON; HATAMLE, 2014).

Na obtenção do modelo 3D os dispositivos de sondagem de contato são mais precisos que os sem contato, porém, são mais lentos na aquisição de dados. Dispositivos sem contato podem ser, por exemplo, uma varredura a laser, uma tomografia computadorizada, ressonância magnética entre outros (LIN; WANG; DAIB, 2004).

Kossieris *et al.* (2017) descrevem o processo de obtenção do modelo 3D por meio de: a primeira parte do Processo de captura de imagem é delimitar o que se pretende digitalizar; a segunda parte é contornar problemas enfrentados com as condições da captura de imagens por causa da iluminação e complexidade da forma. Em processamento é importante pensar na qualidade da nuvem de pontos para a produção do modelo 3D, quanto mais densa a nuvem de pontos mais pesado o arquivo e seu processamento é mais lento. Na maioria das vezes a nuvem de pontos precisa ser processada para remover ruídos desnecessários e apresenta como resultado a criação do modelo digital.

## **2.4 Manufatura aditiva**

Para Thompson *et al.* (2016) o processo de MA tem um fluxo de dados digital que gera as instruções para a máquina seguida por um fluxo de trabalho físico que transforma as matérias-primas em peças. O processo geralmente começa com uma ideia de produto, uma imagem como uma fotografia, um conjunto de imagens 2D,

uma TC ou um objeto físico que é transformado em modelos digitais usando modelagem de sólidos, em seguida, os dados são verificados quanto a erros. Os erros são corrigidos e as estruturas de suporte serão adicionadas, se necessário, e finalmente, o modelo é fatiado ou discretizado para criar instruções para a máquina. O autor supracitado ainda descreve o desenvolvimento de novos padrões e formatos de arquivo para apoiar a preparação dos dados MA, por exemplo, o formato .amf que tem suporte nativo para cores, materiais reticulados destinado a substituir o formato STL.

A manufatura aditiva tem conseguido espaço e já se faz presente em vários setores industriais como mostrado no quadro 2.1. O seu nível de desenvolvimento já se aplica desde a produção de alimentos até à fabricação de componentes para aeronaves espaciais. O quadro também demonstra a importância da utilização da manufatura aditiva na área de cuidados pessoais e médica no qual a produção de próteses é beneficiada pela redução do tempo de entrega e facilidade de adaptação ao paciente.

O *design* inovador da MA exige o redesenho de produtos e leva a produtos e equipamentos inovadores. A fabricação camada por camada permite o maior controle da fabricação e também amplia a capacidade de fabricação em micro e nano escalas e também existe a possibilidade de combinar a manufatura aditiva á manufatura tradicional. As pesquisas trazem inovação científica e técnica significativa e os processos e máquinas de impressão 3D estão se tornando mais inteligente do que nunca (LU; LI; TIAN, 2015).

**Quadro 2.1:** Indústrias que se beneficiam da manufatura aditiva. (Adaptado de Attaran, 2017)

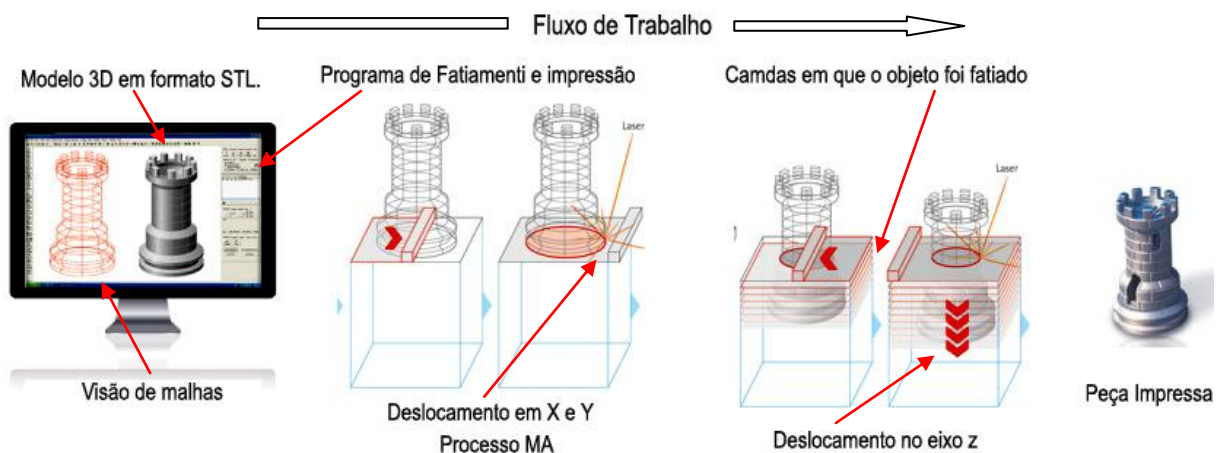
<b>Indústria</b>	<b>Aplicação</b>	<b>Benefícios</b>
Aeroespacial	Prototipagem Fabricação de componentes para aeronaves Componentes do motor do Airbus Hardware para voo Fabricação de satélites componentes	<ul style="list-style-type: none"><li>• Produz peças muito complexas a baixo custo;</li><li>• Permite alavancagem do ciclo de vida do produto;</li><li>• Objetos fabricados em locais remotos, entrega de bens não é mais uma restrição;</li><li>• Reduz prazo de entrega, inventário e custos;</li><li>• Fabricação sob demanda para astronautas eliminando as partes em excesso;</li><li>• Melhora a qualidade.</li></ul>
Automotiva	Prototipagem Fabricação de componentes Reduzindo o peso do veículo Sistema de arrefecimento para carro de corrida	<ul style="list-style-type: none"><li>• Ajuda a eliminar as partes em excesso;</li><li>• Acelera o tempo de comercialização;</li><li>• Reduz o custo envolvido no desenvolvimento de produtos;</li><li>• Reduz consideravelmente os custos de reparo;</li><li>• Reduz inventário;</li><li>• Pode mudar a maneira como os carros vão parecer e funcionar no futuro;</li><li>• Melhora a qualidade;</li></ul>
Produção de Máquina Ferramenta	Prototipagem Redução do peso do sistema de aderência Fim de braço para embalagem mais inteligente	<ul style="list-style-type: none"><li>• Produção rápida de reposição exata e personalizada da peça no local;</li><li>• Permite designs que sejam mais eficientes e leves;</li></ul>
Cuidados médicos e de saúde	Fabricação de implantes personalizados, tais como aparelhos auditivos e próteses. Fabricação de órgãos; Reconstruindo ossos, partes do corpo articulações do quadril e implantes de crânio e mão robótica.	<ul style="list-style-type: none"><li>• Redução do tempo e custo da cirurgia;</li><li>• Reduz o risco de complicações pós-operatórias;</li><li>• Tempo de entrega reduzido;</li><li>• Facilidade de adaptação ao paciente.</li></ul>
Odontologia e tecnologia dental	Copia dental Dentes e coroas precisos Aparelhos odontológicos e ortodônticos Prototipagem	<ul style="list-style-type: none"><li>• Grande potencial no uso de novos materiais;</li><li>• Redução de etapas e tempo de entrega;</li><li>• As próteses poderiam ser fabricadas em apenas um dia, às vezes mesmo em poucas horas.</li></ul>
Arquitetura e construção	Gerando um modelo de escala exato do edifício Impressão de componentes da caixa	<ul style="list-style-type: none"><li>• Produz modelos em escala até 60% mais leves;</li><li>• Reduz os prazos de produção em 50 a 80%;</li><li>• A capacidade de rever um modelo economiza tempo e dinheiro valiosos, causado pelo retrabalho;</li><li>• Reduz o tempo de construção e mão de obra;</li><li>• Aumenta personalização;</li><li>• Reduz custo de construção fornecendo moradia de baixo custo para áreas atingidas pela pobreza.</li></ul>
Varejo e vestuário	Sapatos e roupas Moda e bens de consumo Óculos de grau Armações de óculos de titânio Produção de plástico durável e acessórios de metal	<ul style="list-style-type: none"><li>• Personalizado sob demanda ajuste e estilo;</li><li>• Reduz os custos da cadeia de suprimentos;</li><li>• Cria e entrega produtos em pequenas quantidades em tempo real;</li><li>• Cria produtos melhores em geral;</li><li>• Os produtos chegam ao mercado mais rapidamente.</li></ul>
Alimentação	Chocolate e Doces Alimentos planos, como bolachas, massas e pizza.	<ul style="list-style-type: none"><li>• A capacidade de espremer comida, camada por camada, em objetos 3D;</li><li>• Reduz o custo;</li></ul>



### 2.4.1 Fluxo de trabalho na manufatura aditiva

A MA é uma tecnologia emergente revolucionária que está ganhando espaço no dia-a-dia. A MA cria produtos camada por camada adicionando material, se contrapondo aos processos como o de usinagem, por exemplo, que subtrai material gradativamente de uma porção maior de material, a chamada manufatura "subtrativa". Esta pequena distinção aparente é adicionar ao em vez de subtrair significa tudo. (CAMPBELL *et al.*, 2011)

O processo primário em uma MA é produzir o desenho da peça em um computador e gerar um arquivo, geralmente em formato STL, este desenho é traduzido em um código de programação por um programa de fatiamento que cria camadas (código G) que é interpretado pela impressora 3D, que dirige a cabeça de impressão formando camada por camada (STEENHUIS ; PRETORIUS, 2016).



**Figura 2.7:** Generalização dos processos de Manufatura Aditiva. Adaptado EOS (2019).

Os objetos MA são construídos camada por camada, iniciando da camada mais baixa, para camada sucessiva que adere à pilha de camadas previamente formadas. Todos os sistemas disponíveis até o momento formam e empilham camadas planas. Os sistemas são bastante precisos para atender às demandas de aplicações de engenharia e manufatura. Porém, a conversão de um modelo biológico em um ambiente de CAD requer significativamente mais poder computacional e capacidade de armazenamento de dados do que normalmente associado a sistemas de engenharia usando MA (LIGHTMAN, 1998).

## 2.4.2 Principais processos MA para área biomédica

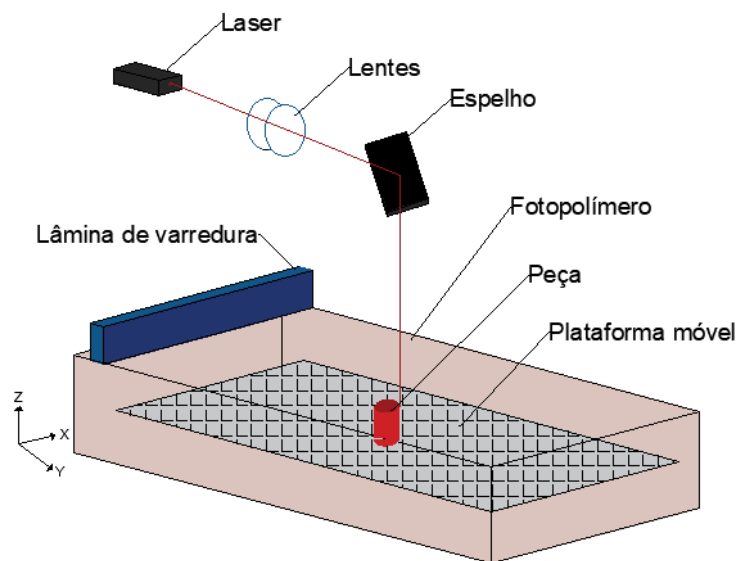
Segundo Volpato *et al.*,(2017) os primeiro trabalho utilizando MA aplicados na área biomédia ocorreram no início da década de 90 e a partir dessa época o uso da MA na área da saúde vem crescendo com potencial de impulsionar grandes mudanças no setor.

Javaid e Haleem (2017) citam como principais técnicas MA aplicadas á área biomédica:

- Estereolitografia (SLA);
- Impressão 3D jateamento de aglutinante;
- Sinterização a Laser direta de Metal (DMLS);
- Sinterização Seletiva a Laser (SLS);
- Fusão Seletiva a Laser (SLM);
- Fusão por Feixe de Elétrons (EBM);
- Modelagem de deposição fundida (FDM).

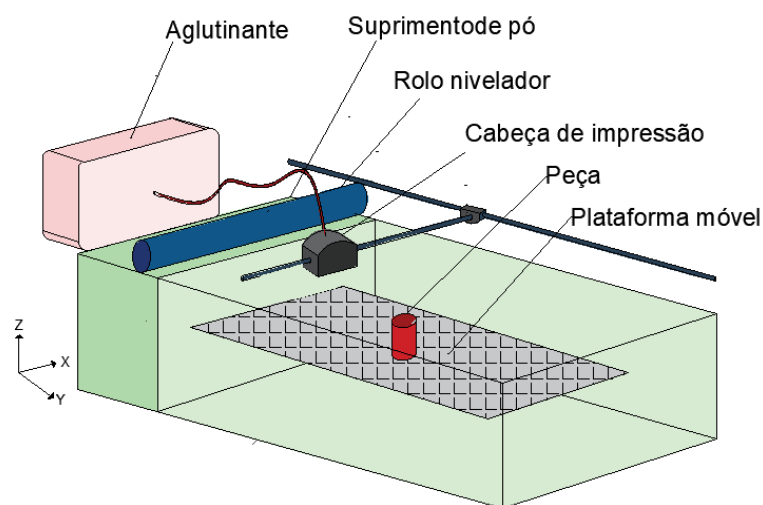
Para compreender melhor como funcionam estes processos MA na sequência detalha-se alguns dos principais processos citados a cima:

**a) Aparelho de estereolitografia (SLA):** usa uma resina fotopolimérica em uma cuba que é ativada pela luz ultravioleta para formar camadas. O raio laser é aplicado na superfície da resina fotopolimérica para formar a camada da peça, que uma vez curada é abaixada por um pistão e formada no tanque, permitindo que o processo se repita e outra camada seja formada. O esquema de funcionamento do processo SLA é apresentado na figura 2.8. Este método é uma forma MA antiga, mas apresenta alta qualidade em termos de resolução e superfície (BHUSHAN; CASPERS, 2017).



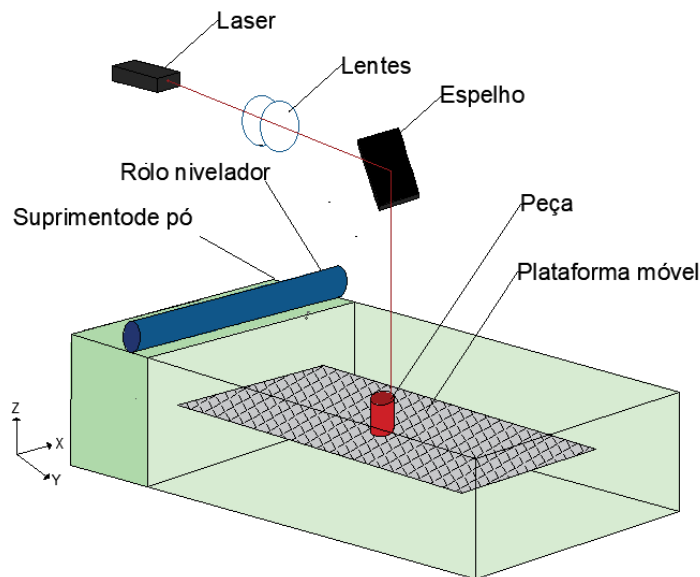
**Figura 2.8:** Esquema de funcionamento da impressora SLA (O Autor).

**b) Jateamento de aglutinante:** processo que utiliza um aglutinante e usa uma cabeça de impressão móvel para aplicar um polímero aglutinante e o material base. Neste método, o polímero líquido é depositado em uma plataforma de construção que se movimenta verticalmente permitindo a construção da nova camada. O esquema de funcionamento do processo jateamento de aglutinante é apresentado na figura 2.9. Jateamento de aglutinante tem alta resolução e qualidade da superfície. Este método é frequentemente denominado *poli-jet* (BHUSHAN; CASPERS, 2017).



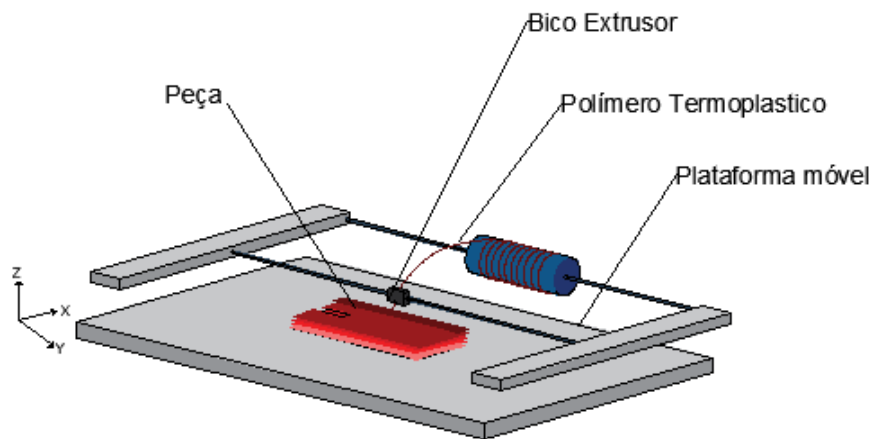
**Figura 2.9:** Esquema de funcionamento da impressora de jateamento de aglutinante (O Autor).

**c) Sinterização Seletiva a Laser (SLS):** é usada principalmente para peças metálicas, mas seu pós-processamento, inclui infiltração, sinterização e acabamento. Neste método, pós de metal são direcionados para uma câmara de construção por um rolo nivelador. Nesta câmara um laser é direcionado para o pó para formar a camada da peça. A cama da impressora é rebaixada no eixo Z e uma nova camada de pó é depositada no topo da câmara e o processo depois se repete. O pó solto que não faz parte da peça permanece na câmara funcionando como suporte para a peça ser construída (BHUSHAN; CASPERS, 2017). O esquema de funcionamento do processo SLS é apresentado na figura 2.10.



**Figura 2.10:** Esquema de funcionamento da impressora SLS (O Autor).

**d) Modelagem de deposição fundida (FDM):** é um método de fabricação que utiliza de um filamento de polímero forçado por meio de um bico extrusor aquecido. O filamento alimentado através do extrusor aquecido é depositado em uma plataforma de compilação para formar a camada. Apresenta como vantagens o baixo custo e facilidade de uso (BHUSHAN; CASPERS, 2017). O esquema de funcionamento do processo FDM é apresentado na figura 2.11.



**Figura 2.11:** Esquema de funcionamento da impressora FDM (O Autor).

Os avanços até o momento da MA permitem que objetos (protótipos, ferramental ou produto final) sejam impressos a partir de um Modelo 3D. Attaran (2017) lista as tendências da manufatura aditiva:

- Inovação e capacidade de custo para que a impressão em 3D seja mais funcional, mais rápida, autônoma, mais fácil de usar e mais confiável. Normalmente, as impressoras 3D têm uma de duas deficiências: ou eles têm maior capacidade a um preço alto ou eles têm capacidades limitadas a um preço mais baixo. No entanto, a diferença entre essas duas classificações tende a se estreitar (ATTARAN, 2017);
- Velocidade de impressão é um importante fator de desempenho em impressão 3D e um desafio importante que dificulta de ser um meio prático de fabricação. Algumas impressoras ainda levam horas e até dias para imprimir um produto. Ter as cabeças de impressão limitadas não é a única barreira para imprimir com rapidez, o tamanho do objeto também pode diminuir a velocidade do processo, mas a indústria está investindo para aumentar a velocidade das impressões (ATTARAN, 2017);
- Melhoria das habilidades autônomas, pois, apesar de as impressoras 3D geralmente executarem tarefas sem intervenção humana, muitos ainda necessitam de manutenção e supervisão para garantir que o processo de impressão seja preciso. Ter impressoras totalmente autônomas tornará a impressão 3D mais prática e atraente. Algumas impressoras 3D amadoras já estão se tornando mais

autônomas. Por exemplo, muitas impressoras vendidas aos consumidores são capazes de calibrar-se (ATTARAN, 2017).

O quadro 2.2 apresenta alguns exemplos de como os processos de MA podem ser relevantes para solucionar problemas na área biomédica.

**Quadro 2.2:** Exemplo de aplicação dos Processos MA na área biomédica.

<b>Autor</b>	<b>Objetivos</b>	<b>Tecnologia empregada</b>
Golovin <i>et al.</i> , (2018)	Revisão sobre tecnologias mais utilizadas na fabricação de Próteses Ortopédicas.	Modelagem de Deposição Fundida (FDM) e Sinterização Seletiva à Laser (SLS).
Hao <i>et al.</i> , (2016)	Estudo sobre a fabricação de implantes metálicos de ligas de titânio (material não tóxico e não alergênico).	Fusão seletiva à Laser (SLM).
McElheny <i>et al.</i> , (2017)	Revisão sobre impressoras 3D aplicadas a biomedicina constata a possibilidade de fabricação de ossos e próteses de silicone, através do processamento de biopolímeros, hidrogéis, silicones biocompatíveis entre outros materiais pastosos.	O <i>BioScaffolder</i> desenvolvido pela GeSim.
McElheny <i>et al.</i> , (2017)	Revisão sobre impressoras 3D aplicadas a biomedicina constata a possibilidade de adaptar a impressão em biomateriais em impressoras 3D jateamento de aglutinante.	Impressoras de jateamento de aglutinante podem ser modificadas para uso como bioimpressão.
Hikita <i>et al.</i> , (2016)	Estudo sobre a fabricação de osso biomimético de estrutura biodegradável (fibras polilactidas) e células tronco.	Utilizando uma bioimpressora FDM e uma bioimpressora SLA.
Kamio <i>et al.</i> , (2018)	Preparação de cirurgia utilizando modelos fabricados em Ácido Polilático (PLA).	Impressora 3D FDM.
Daniel e EggBeer (2016)	Fabricação de moldes AM (Ferramental Rápido) para produção de prótese maxilofacial em silicone.	Impressoras de jateamento de aglutinante (modelo ProJet 3000 Plus em XHD).

O volume da compilação, a velocidade de impressão e a altura da camada podem ser vistos como algumas das principais características “difíceis” para impressoras 3D que influenciam o seu desempenho. Nesse sentido, como típico de

uma tecnologia em fluxo, há inovações frequentes e melhorias, embora as capacidades da impressora 3D de consumo ainda sejam geralmente menores do que as das impressoras industriais (STEENHUIS; PRETORIUS, 2016).

Neste mesmo quadro é mencionada a tecnologia *BioScaffolder* que se trata de uma impressora MA produzida pela GeSim que imprime estruturas 3D de cartuchos e também células, usando as conhecidas pipetas piezoelétricas. As opções de impressão deste equipamento segundo Gesim (2018) são entre outras:

- Produção de suporte 3D para cultura celular 3D e organoide;
- Impressão de material pastoso injetado pneumáticamente em várias temperaturas;
- Deposição de material piezoelétrico, distribuição de material em escala micro, (jato de tinta);
- Impressão de células vivas (“impressão de órgãos”);
- Cura Ultra Violeta de peças impressas em material fotossensível por meio de luz;
- *Eletrospinning* em alta tensão para produzir malhas finas de polímero, para produção de pele artificial, por exemplo;
- E extrusora de termoplástico de impressão até 250 °C.

A impressora trabalha com arquivos de entrada nos formatos STL e 3MF e consegue imprimir peças utilizando materiais como: colágeno, alginato, hidrogéis, pasta de cimento ósseo, biovidro, silicões biocompatíveis, polímeros termoplásticos (policaprolactona, ácido polilático, etc.), compósitos como alginato/ metilcelulose entre outros (GESIM, 2018).

Daniel e Eggbeer (2016) propõe o uso de impressoras de jateamento de aglutinante na fabricação de FR para produção de próteses maxilofacial em silicone. Esse tipo de impressora produz peças de grande versatilidade, porém, em muitos casos, necessita de pós-processamento para melhorar a resistência mecânica das peças.

### **2.4.3 Utilização de MA na confecção de próteses**

Singh e Ramakrishna (2017) verificam que as tecnologias MA são promissoras para converter os implantes personalizados por meio de tecnologias de digitalização disponíveis. Este é um benefício, mas requer padronização e pesquisas focadas no desenvolvimento de normas e procedimentos para tais práticas que estão em falta.

Da mesma forma Attaran (2017) corrobora com este ponto de vista quando diz que o crescimento e adaptação da impressão 3D poderiam ter implicações sociais e comerciais colossais se não regulada de forma eficaz, pois muitas vezes as regras e regulamentos não se movem ao ritmo da inovação. E acrescenta outros obstáculos ao rápido crescimento desta tecnologia, como: restrições de tamanho das impressoras 3D que só são capazes de produzir um objeto menor que o tamanho da caixa da impressora, criando uma restrição ao tamanho dos objetos que pode ser fabricado; tempo de produção em comparação com a produção em massa tradicional, a MA é relativamente lenta; e o custo, que atualmente constitui uma barreira à entrada, não sendo apenas as impressoras um recurso caro, mas também seus insumos e matérias primas para impressão.

Javaid e Haleem (2017) no seu trabalho de revisão bibliográfica constata benefícios da utilização de manufatura aditiva aplicado em casos médicos. Os benefícios relatados foram: o auxílio da MA, que use dados medicamente digitalizados para reproduzir formas precisas; a fabricação do objeto físico diretamente do virtual, a MA pode alinhar a necessidade do segmento de dispositivos para próteses e implantes com melhor custo-benefício; fabricação personalizada e adaptada ao paciente nos campos de próteses e implantes.

Jiang *et al.*, (2017) em seu trabalho utiliza métodos para prever o estado de evolução da manufatura aditiva em 2030 utilizando técnicas apropriadas e opinião especializada, desenhou o cenário mais provável para 2030 que traz aspectos importantes para utilização de manufatura aditiva para produção de próteses maxilofacial. Estes produtos abordados são relatados como compostos por materiais múltiplos ou que conterão partes eletrônicas, permitindo: maior amplitude de aplicações; forte foco em individualização.



### **CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS**

Neste estudo, utilizou-se diferentes materiais para a seleção de um infiltrante capaz de ser utilizado como pós-processamento no FR de modo a não interferir na polimerização do elastômero maxilofacial, SILASTIC MDX4-4210, utilizado na confecção de próteses bucomaxilofaciais. Assim, foram realizados testes para verificar a polimerização destes materiais e também ensaios mecânicos de flexão e compressão. O delineamento do estudo teve como fator Tipo de Infiltrante (Verniz Vitral, Verniz a Álcool, Verniz Acetinado, Cianoacrilato, Cianoacrilato associado a Verniz Vitral e Cianoacrilato associado a Verniz a Álcool) e quatro variáveis resposta (módulo de ruptura no ensaio de compressão, módulo de ruptura no ensaio de flexão, módulo de elasticidade no ensaio de flexão e percentual de infiltrante absorvido pela peça).

A sequência do estudo está representada na figura 3.1. Para tal, primeiramente, foram desenhados corpos de prova, gerando um modelo 3D em formato STL (figura 3.1.1). Na sequência, os mesmos foram impressos utilizando a impressora ZP650 (figura 3.1.2). Para evitar que a umidade do ambiente pudesse comprometer a qualidade das peças, todas foram levadas à estufa por 1 hora à 100°C (figura 3.1.3). Após isso, seguiu-se a aplicação do material infiltrante. As peças infiltradas com Cianoacrilato foram mergulhadas no infiltrante sob a ação do vácuo (figura 3.1.4), ao passo que os demais infiltrantes foram pincelados. Para mensurar a quantidade de material infiltrante que penetrou nas peças, estas foram pesadas antes e depois do procedimento. A resistência mecânica das peças foi avaliada por meio de ensaio de flexão e de compressão (figura 3.1.5). E para avaliar a compatibilidade do infiltrante com o elastômero, foram utilizados moldes MA em formato retangular bipartido e reforçados com os diferentes infiltrantes para a inclusão do elastômero (figura 3.1.6) e análise de polimerização.

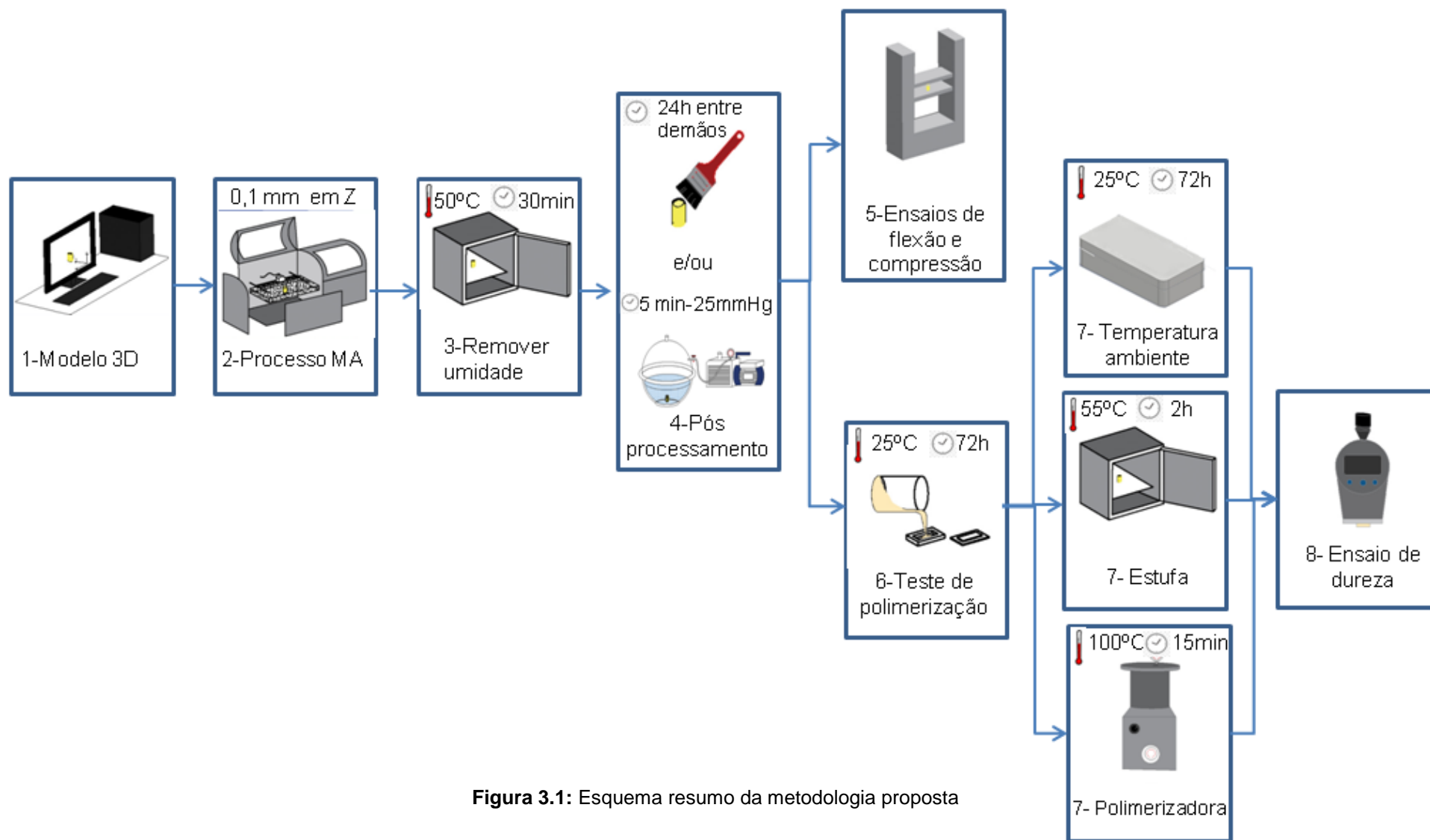


Figura 3.1: Esquema resumo da metodologia proposta

### 3.1 Impressão 3D dos moldes e dos corpos de prova

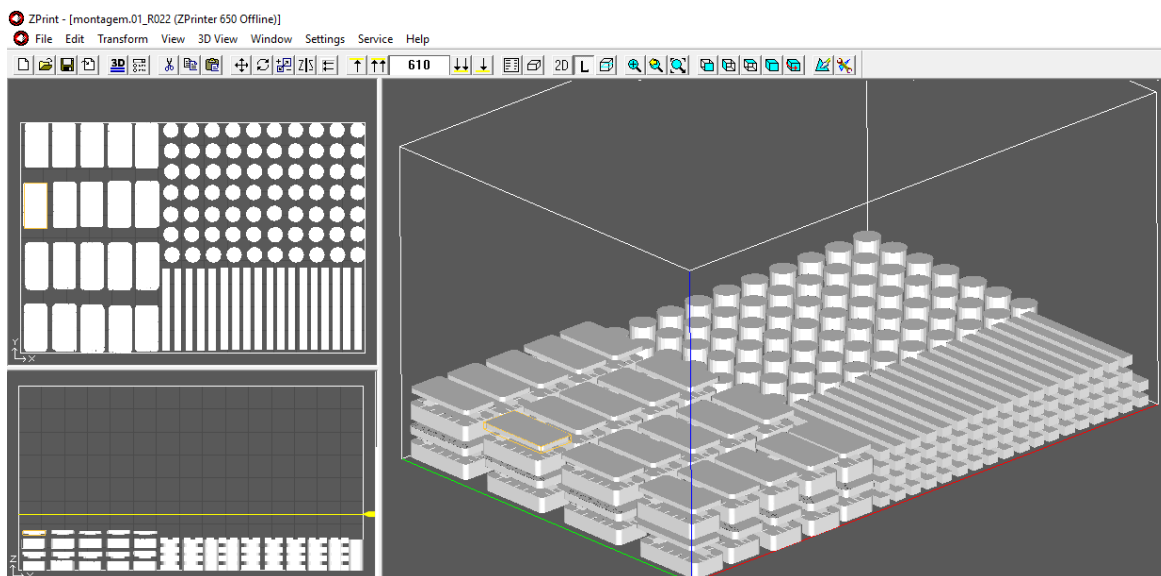
Para imprimir os corpos de prova foi utilizada a impressora Z-Printer TM 650 (Z-Corporation US) do tipo *poli-jet*, apresentada na figura 3.2, pelo fato da similaridade das peças impressas a moldes de gesso, comumente utilizado no processo de fabricação de próteses maxilofaciais.

Esta impressora utiliza-se do processo a base de pó e aglutinante, no qual o aglutinante utilizado é o ZBTM61, uma resina a base de 2-pirrolidona e o material em pó é o ZPTM150, constituído em sua maior parte por gesso, aproximadamente 20% de polímero vinílico e 10% de carboidratos (LIZARDO *et al.*, 2018). Desta forma considera-se o resultado da impressão 3D como um 3D Material. Silva *et al.*,(2016) utilizando análise de microscopia óptica do material, chegou à conclusão que o pó tem dimensões não uniformes relacionadas à diferença de elementos químicos, sendo eles, principalmente  $\text{CaSO}_4$ , mas também composta por cloretos como NaCl, KCl e  $\text{AlCl}_3$  e uma parte polimérica que não foi possível distinguir se era proveniente da fração polimérica do pó ou do aglutinante.



**Figura 3.2:** Z-Printer TM 650

Do mesmo fabricante da impressora Z-printer o software de edição, criação, controle e de impressão foi utilizado para edição e impressão das peças. Neste sistema, as peças foram posicionadas para melhor aproveitamento da mesa de impressão, conforme Figura 3.3. Os parâmetros de impressão selecionados foram: cor branca e 0,1mm de espessura da camada no eixo z.



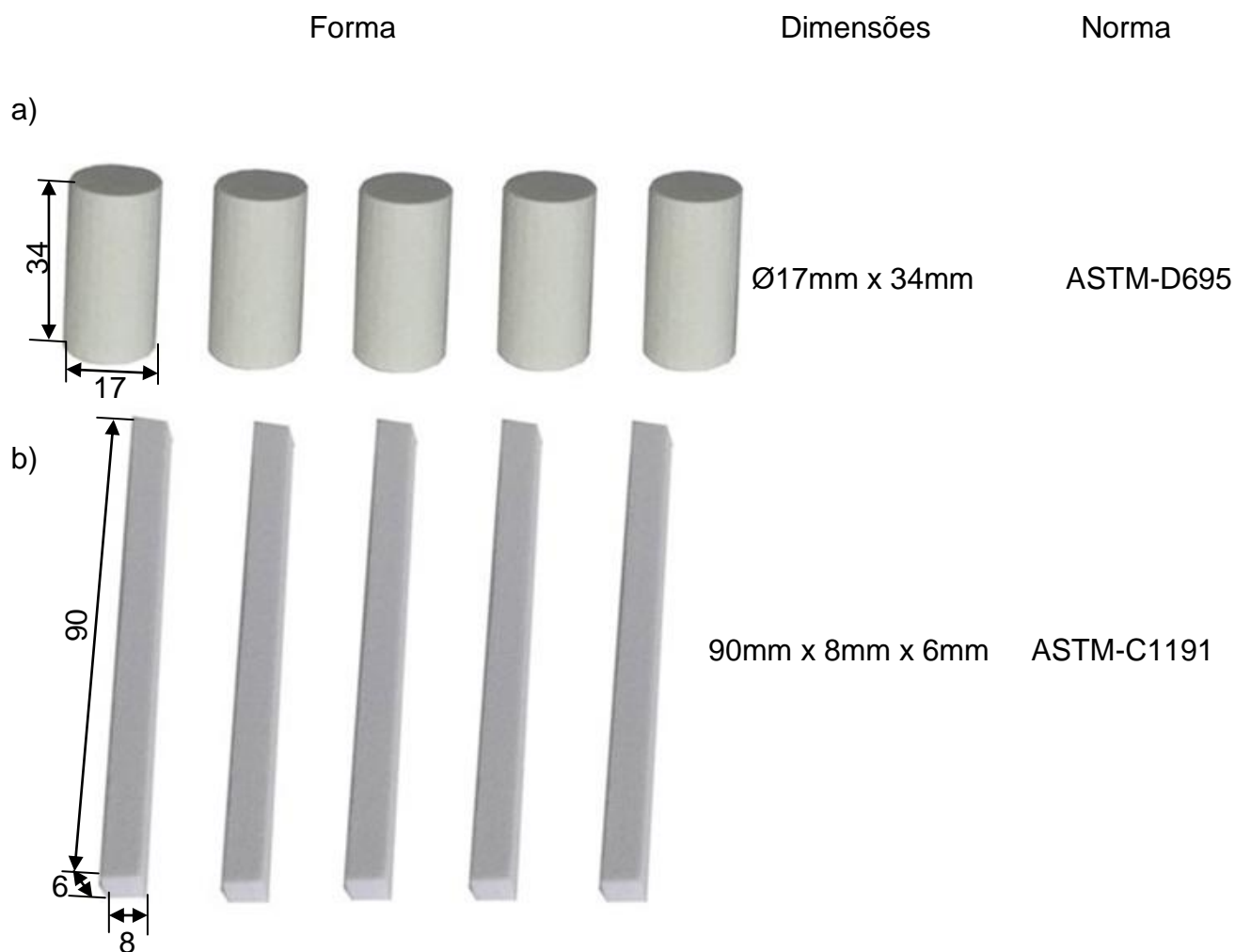
**Figura 3.3:** Montagem da bandeja de impressão utilizando Z-print 7.1

O molde foi desenhado de forma análoga aos moldes tradicionais confeccionados em gesso para produção das próteses, sendo eles bipartidos, com canal para vazamento do material excedente, conforme apresentado na Figura 3.4.



**Figura 3.4** Molde para estudo da polimerização do silicone.

Os corpos de prova para o ensaio mecânico de Flexão e Compressão foram desenhados seguindo o padrão das normas ASTM C1161 (2013) Método de teste padrão para resistência à flexão de cerâmicas avançadas à temperatura ambiente e ASTM D695 (2015), Método de teste padrão para propriedades compressivas de plásticos rígidos, como apresentado na figura 3.5.



**Figura 3.5:** Corpos de provas impressos a) ensaio de compressão, e b) ensaio de flexão

### 3.2 Pós-processamento

A impressora Z-printer modelo TM 650 (Z Corporation, EUA) produz peças de grande versatilidade, porém, em muitos casos, necessita de pós-processamento para melhorar a resistência mecânica das peças. Quando utilizada no FR para produzir prótese maxilofacial o infiltrante deve ser compatível com Elastômero Maxilofacial MDX4-4210 e ao mesmo tempo conferir à peça resistência mecânica e acabamento superficial.

Desta forma, conclui-se que nem todo infiltrante comumente utilizado para reforço mecânico das peças impressas nessa tecnologia permitem a polimerização adequada do SILASTIC MDX4-4210. Foi detectado que alguns infiltrantes, como os materiais a base de resina Epóxi, não permitem a polimerização do silicone

(CARNEIRO *et al.*,2018), para determinar qual material infiltrante utilizar testa-se os seis grupos listados no Quadro 3.1.

**Quadro 3.1:** Distribuição dos grupos de teste de infiltrante

<b>Grupo</b>	<b>Infiltrantes</b>	<b>Corpos de Prova</b>
<b>VVi</b>	Verniz Vitral	De 1 à 10
<b>VAA</b>	Verniz Acrílico Acetinado	De 11 à 20
<b>VAI</b>	Verniz Álcool	De 21 à 30
<b>Cia</b>	Cianoacrilato	De 31 à 40
<b>CVV</b>	Cianoacrilato + Verniz Vitral	De 41 a 50
<b>CVA</b>	Cianoacrilato + Verniz Álcool	De 51 a 60

Os ensaios mecânico foram realizados com número amostral de cinco corpos de prova e realizados em réplica para cada material infiltrante selecionado, somando ao final 60 corpos de provas para o ensaio de Flexão e 60 corpos de prova para o ensaio de compressão. Já os testes de polimerização foram realizados em triplicata, somando ao final 18 moldes para o teste de autopolimerização e mais nove moldes para o teste de termopolimerização.

Os grupos VVi, VAA e VAI infiltrados com verniz foram pincelados recebendo duas demãos com intervalo de 24 horas entre as demãos. Os grupos de corpos Cia, CVV e CVA foram imersos no cianoacrilato sob ação de uma câmara de vácuo (-25 mmHg) por 5 minutos (figura 3.6) e permaneceram para cura por 24 horas. Os grupos CVV e CVA receberam uma demão de verniz após o tempo de cura do cianoacrilato.



**Figura 3.6:** Bomba de sucção e câmara de vácuo

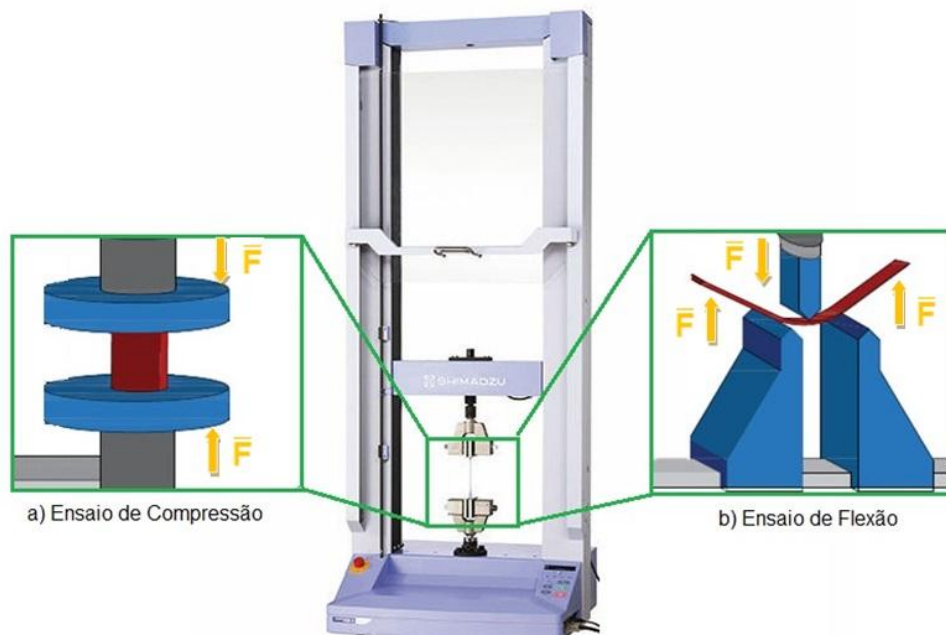
O equipamento utilizado para infiltração das peças com Cianocrilato foi uma bomba de Vácuo de estágio duplo modelo TBV5 bivolt/60hz com motor de  $\frac{1}{2}$  CV e vácuo máximo de 25 mmhg, acoplado a uma câmara de vácuo.

### **3.3 Ensaios mecânicos**

Para garantir a integridade dos moldes foi realizado o ensaio de compressão para determinar a carga de compressão que pode ser aplicada no processo de polimerização sem danificação dos moldes. Já o ensaio de flexão é utilizado para avaliar a resistência do molde aos esforços de flexão que ele pode sofrer no momento de desenformar (desincluir) o silicone.

Os testes foram realizados segundo as normas ASTM C1161 (2013), Método de teste padrão para resistência à flexão de cerâmicas avançadas à temperatura ambiente e ASTM D695 (2015), Método de teste padrão para propriedades compressivas de plásticos rígidos. Estes ensaios permitem avaliar a possibilidade de projetar moldes para prótese maxilofacial e os testes de flexão e compressão são os mais apropriados para caracterizar os esforços que os moldes sofreram durante o processo de fabricação das próteses.

Os ensaios mecânicos foram realizados no Centro de Inovação e Tecnologia em Compósitos (CITeC) da UFSJ por meio de uma máquina universal de ensaios da Shimadzu, modelo AG-X Plus, com capacidade de 100 kN (figura. 3.7). Essa máquina permite a troca dos acessórios de fixação dos corpos de prova permitindo realizar diferentes ensaios mecânicos.



**Figura 3.7:** Máquina universal de ensaios da Shimadzu, modelo AG-X Plus. a) ensaio de compressão de corpo cilíndrico b) ensaio de flexão de três pontos.

O ensaio de flexão realizado foi o de três pontos, configuração na qual a carga é exercida sobre uma amostra a meio caminho entre dois mancais de suporte. Este método de teste pode ser usado para desenvolvimento de material, controle de qualidade, caracterização e geração de dados de projeto (ASTM C1161, 2013). As configurações para o ensaio foram o vão do suporte  $L$  80mm (*span*), carga flexural entre vãos de 40mm (*span*), diâmetro do rolamento 9mm e velocidade de um mm/min.

Já o ensaio de compressão foi realizado a uma velocidade de 1 mm/min, que está de acordo com a norma ASTM D695 (2015), a qual designa que a velocidade padrão de ensaio deve ser de  $1,3 \pm 0,3$  mm/min.

Tanto o teste de flexão quanto o de compressão foi realizado com  $n=5$  corpos de prova e uma réplica realizada em dia diferente, totalizando 10 corpos de prova para cada material infiltrante selecionado.

Neste estudo também foi verificada a dureza do elastômero vulcanizado através do processo convencional e do processo CAD/CAM em diferentes temperaturas. Segundo o fabricante a dureza do elastômero após vulcanização é de 30 Shore A



A norma ISO 48-4:2018 especifica um método para determinar a dureza de indentação da borracha vulcanizada ou termoplástica usando durômetros com as seguintes escalas Shore:

- a escala A para borrachas na faixa de dureza normal;
- a escala D para borrachas na faixa de alta dureza;
- a escala AO para borrachas na faixa de baixa dureza e borrachas celulares;
- a escala AM para provetes de borracha fina na faixa de dureza normal.

Este método consiste de um indentador de dimensão apropriada que é pressionada sobre o elastômero. Essa indentação é convertida em um valor de dureza por meio de uma relação específica.

### **3.4 Análise Estatística**

A análise estatística dos resultados obtidos dos testes foi realizada por meio da Análise de Variância. Este método pode ser utilizado quando se deseja analisar diferentes níveis de um único fator a fim de comparar. A resposta para cada tratamento é uma variável aleatória (MONTGOMERY, 2015). Para isso foi realizada análise de variância um fator (tipo de infiltrante) para as quatro variáveis resposta obtidas de cada testes mecânicos e nível de significância de 95% de confiabilidade dos testes.

### **3.5 Elastômero maxilofacial**

O elastômero maxilofacial utilizado nesta pesquisa foi o SILASTIC MDX4-4210 *BioMedical Grade Elastomer*. Este elastômero possui a propriedade de curar tanto em temperatura ambiente como em elevadas temperaturas. Ele pode ser utilizado para moldes e componentes médicos. Apresenta-se previamente a cura como material viscoso e translúcido (DOW CORNING, 2005).

A cura do material à 23° C ocorre em aproximadamente 24 horas, no entanto, sua cura completa acontece somente após três dias. Para acelerar o processo de cura pode-se trabalhar em diferentes temperaturas e períodos de tempo conforme tabela 3.1.

**Tabela 3.1:** Variação de tempo de polimerização em função da temperatura

<b>Duração da cura</b>	<b>Temperatura de cura</b>
<b>5 horas</b>	40°C
<b>2 horas</b>	55°C
<b>30 minutos</b>	75°C
<b>15 minutos</b>	100°C

Adaptado DOW CORNING (2005).

De forma sucinta, para ser considerado material biomédico, o elastômero passou por vários testes realizados pelo fabricante que obtiveram como resultado que o material não é citotóxico, não causa sensibilidade na pele, não piro gênico, não houve evidências de atividades genéticas e não hemolítico (DOW CORNING, 2005).

Para analisar a compatibilidade do silicone com os infiltrantes foram confeccionados moldes em triplicata. O silicone foi misturado na proporção 10 para um em peso e adicionado 1% de pigmento corante específico para próteses faciais a fim de reproduzir o tom da pele humana. Na sequência, o mesmo foi espatulado em papel sulfite, procurando remover o excesso de bolhas. Depois de espatulado o elastômero foi vertido cuidadosamente nos moldes. Estes moldes foram mantidos prensados com uma carga de 100 N e mantidos assim por 72 horas, período de cura à temperatura ambiente. O valor selecionado para compressão dos moldes foi 100N utilizando os resultados do ensaio de flexão (que serão apresentados no cap. IV) sendo inferior ao menor valor encontrado no ensaio de compressão, garantindo desta forma que os moldes não sofrerão danos antes da polimerização do elastômero.

### **3.6. Construção de molde e Vazamento do Elastômero**

A partir da obtenção do modelo 3D do paciente por digitalização, este modelo pode ser utilizado para o desenho do formato da prótese com encaixe apropriado e personalizado. A forma da prótese pode ser adquirida digitalizando um membro análogo ou de um banco de dados.

Após obtenção do formato prévio da prótese é realizada a construção do molde bipartido com sulcos para vazamento de excesso de material. Este molde é impresso em um equipamento MA e reforçado com o infiltrante apropriado, selecionado na primeira fase do estudo.

O elastômero é manipulado evitando bolhas e vertido no molde construído, que deve permanecer unido à parte superior com a inferior, ou seja, hermeticamente fechado em repouso à temperatura ambiente, até a completa polimerização por 72 horas. Após isso, a prótese é removida do interior do molde e verificada a correta adaptação no paciente. Quando a adaptação da prótese está adequada, segue-se a etapa final de instalação e pintura extrínseca, entre outros detalhes, que são acrescentados para deixar a prótese com aparência o mais natural possível como por exemplo a adição de pelos e adornos.

### **3.7 Utilização de temperatura para acelerar o processo de Polimerização**

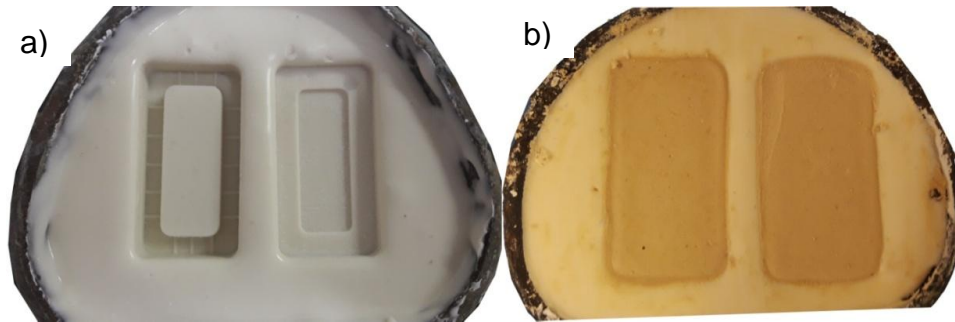
Uma vez selecionado o material infiltrante que apresentou melhor resultado nos quatro parâmetros avaliado, realizou-se um novo teste de polimerização para verificar a possibilidade de acelerar o tempo de polimerização do silicone, levando em consideração os tempos com a alteração de temperatura (tabela 3.2). Foram testados três processos conforme tabela 3.2. Esses testes foram realizados para avaliar a possibilidade dos moldes serem submetidos a temperaturas elevadas por um determinado período de tempo.

**Tabela 3.2:** Definição do estudo de termopolimerização do silicone

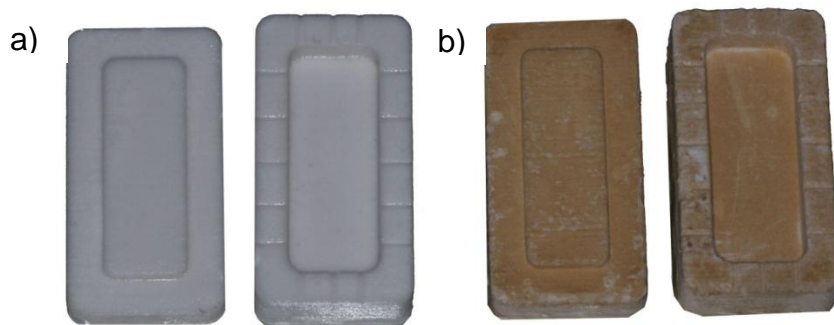
<b>Processo</b>	<b>Temperatura</b>	<b>Tempo</b>
<b>Autopolimerização</b>	25°C	72 horas
<b>Estufa</b>	55°C	2 horas
<b>Polimerizadora</b>	100°C	15 min.

Os testes foram realizados em triplicata, e comparados aos resultados do molde produzido de forma tradicional em gesso pedra tipo III.

Para confeccionar o molde em gesso, o molde MA foi moldado em alginato conforme figura 3.8 a), e em seguida foi incluído gesso odontológico, conforme figura 3.8 b), e após 50 min., foram removidos os moldes com formato idêntico aos moldes MA Figura 3.9.



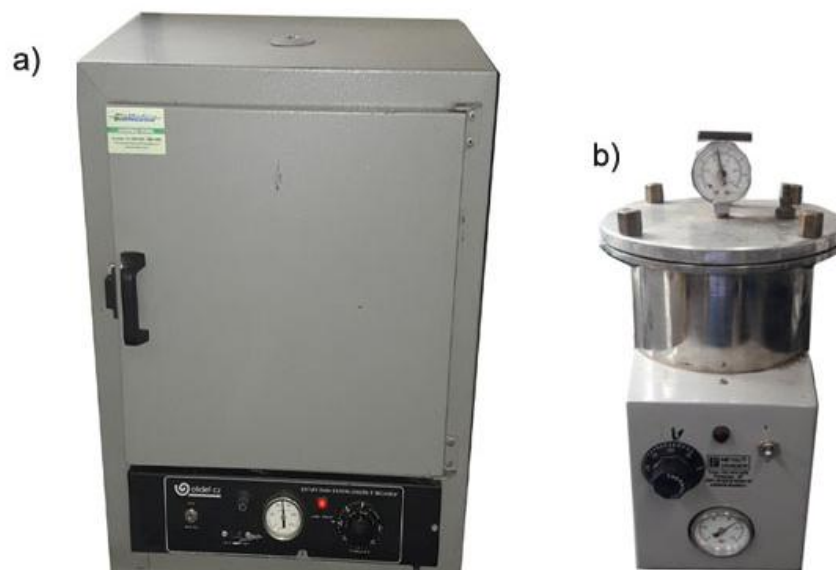
**Figura 3.8:** Processo de cópia do molde a) Confeção do molde MA no alginato. b) inclusão do gesso no alginato para confecção do molde tradicional.



**Figura 3.9:** Moldes para teste de termopolimerização a) molde MA b) molde tradicional

Ambos os moldes de gesso e moldes MA foram preenchidos com elastômero maxilofacial, seguindo o mesmo procedimento do teste anterior de polimerização, e deixados polimerizar de três formas distintas. Um terço da quantidade dos moldes foi reservada e polimerizou a temperatura ambiente com período de cura por 72 horas.

A outra parte foi colocada na estufa, detalhada na figura 3.10 a) a 55°C e o tempo de cura foi de 2 horas. E a terceira parte dos moldes foi colocada em uma polimerizadora de resina, conforme figura 3.10 b), a 100°C e 60 lb. e o período de cura foi de 15 minutos.



**Figura 3.10:** Equipamentos para o teste de termopolimerização a) Estufa b) Polimerizadora de Resinas

O teste foi realizado com auxílio do Durômetro Digital Mitutoyo 811-336-10 Modelo HH-336. Este Durômetro é apropriado para testar a natureza dos seguintes materiais - borracha natural, elastômeros macios, entre outros. A figura 3.11 mostra os ensaios de dureza dos elastômeros resultantes do teste de cura normal ou acelerada.



**Figura 3.11:** Testes com o durômetro para comparar a dureza do elastômero

### 3.8. Digitalização 3D escultura e adaptação

Para a obtenção da imagem utilizou-se o *Scanner Sense 3D* fabricado pela 3D Systems. Sua tecnologia utiliza câmeras de cor e um projetor infravermelho altamente sensível e a tecnologia de construção possibilita uma menor distância de digitalização e resolução alta (3DSYSTEMS, 2017). A figura 3.12 apresenta de forma esquemática o processo de Digitalização 3D, no qual uma pessoa, para ser digitalizada, necessita estar em posição ortoestática (parado em posição natural) por alguns minutos, enquanto o equipamento é transladado ao seu redor, capturando os pontos e transmitindo a um sistema que constrói o modelo 3D.



**Figura 3.12:** Processo de digitalização. Adaptado 3D Systems Sense (2017).

Diferentemente de modelos sólidos, a malha não tem propriedades de massa e pode ser suavizada aumentando o grau de aderência da superfície de formas arredondadas. Esse tipo de procedimento é especialmente importante na criação de modelos 3D orgânicos de seres humanos. Porém, é preciso ter em conta que quanto maior a densidade da malha é necessário maior capacidade de processamento do sistema e os arquivos ficam computacionalmente mais complexos e os *softwares* possuem maiores dificuldades para processar podendo até ocorrer erros ou *bugs*.

Verificada a malha é possível transformar o modelo em sólido para garantir que a peça terá volume e poderá ser impressa em uma impressora 3D. Para ser

impresso sem problemas o modelo deve ter as superfícies fechadas, a orientação das faces deve ser normal sempre que possível e o volume deve ser positivo.

Além disso, é necessário testar o arquivo para verificar a existência de algum defeito. Para isso é possível usar a ferramenta de análise disponível na maioria dos softwares para corrigir erros de forma automática. O arquivo também pode conter aberrações que surgiram no processo de digitalização e esses pontos precisam ser removidos manualmente. E em alguns casos a superfície precisa ser suavizada para que o modelo 3D tenha o aspecto o mais próximo da superfície digitalizada.

O processo de remoção de ruídos da placa base, escultura e adaptação da prótese foi executada utilizando *Meshmixer software* da *AutoDesk*.

### **3.9 Avaliação do resultado final da prótese**

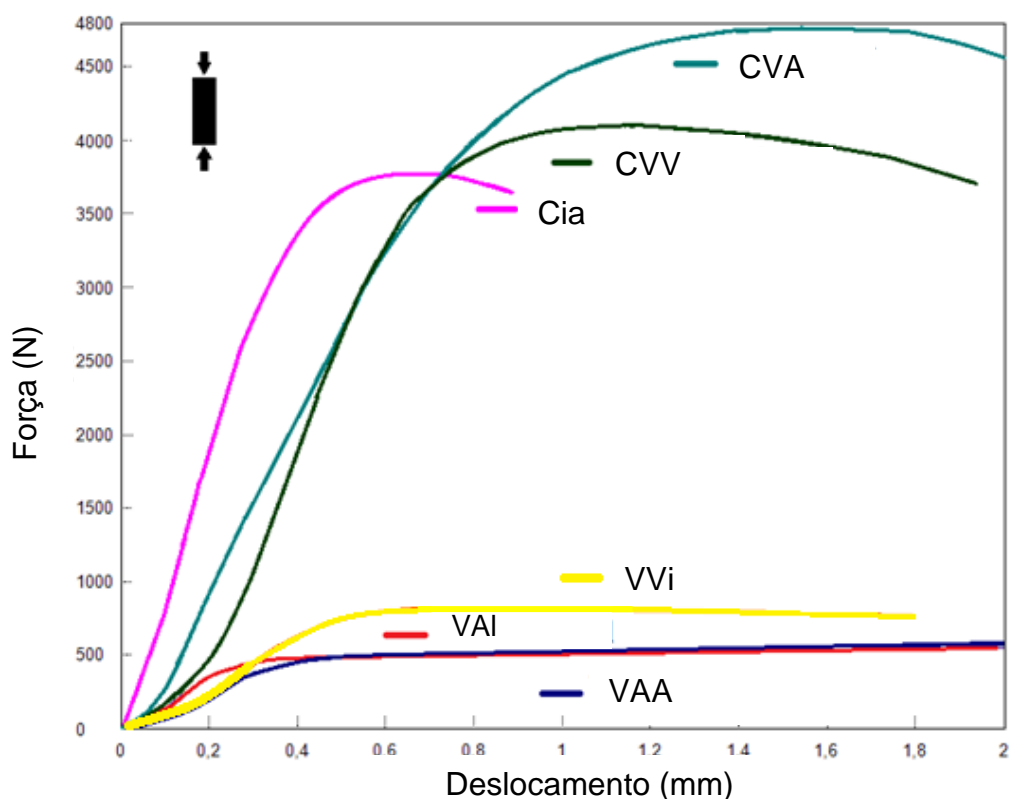
A fim de avaliar o resultado final da prótese produzida utilizando ferramental rápido em comparação as próteses tradicionais produzidas de forma artesanal, foi utilizada uma abordagem Quali-quantitativa com a aplicação de um questionário estruturado à equipe do laboratório de prótese bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia da UFMG. Neste questionário buscou-se verificar aspectos como: o peso da prótese, a espessura da borda da prótese, o formato da prótese, a adaptação da prótese e o aspecto natural da prótese.

## CAPÍTULO 4 - RESULTADOS

Os dados sumarizados dos ensaios de flexão e compressão são apresentados na tabela 4.1. Pode-se observar que os grupos Cia, CVV e CVA infiltrados com Cianocrilato e associações apresentaram melhores resultados para as quatro variáveis respostas, em relação aos grupos VVi, VAA e VAI, que foram pincelados com verniz, de acordo com os gráficos força x deslocamento (gráficos 4.1 e 4.2).

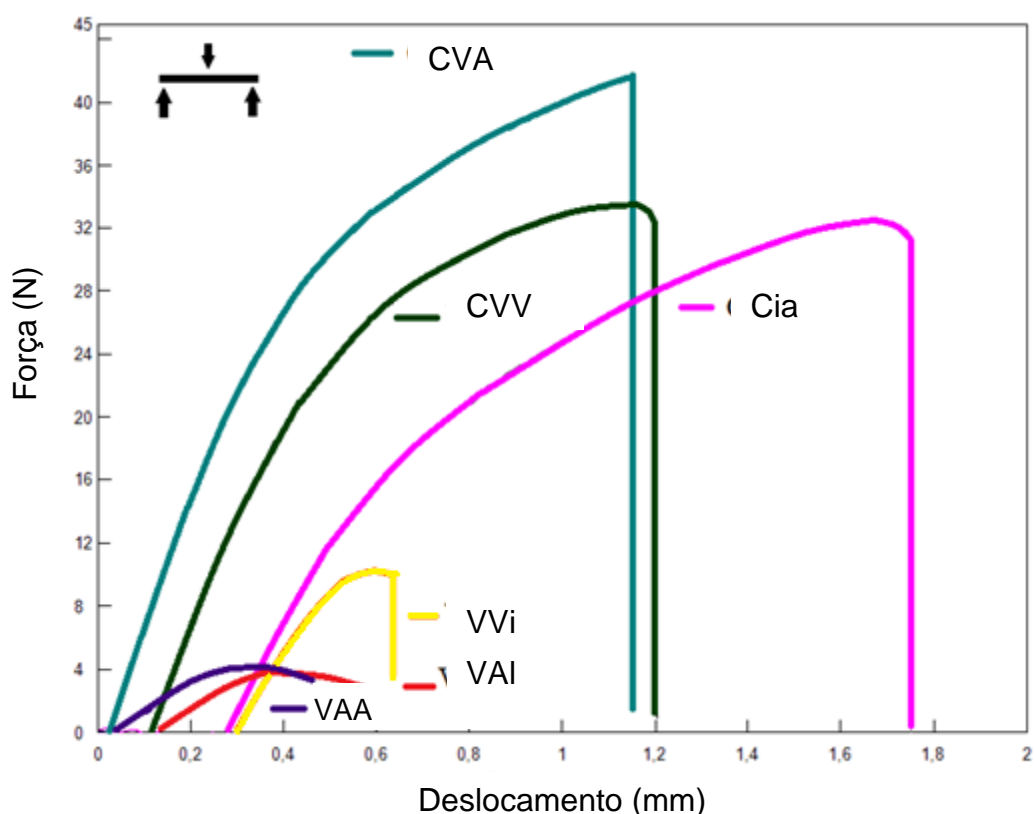
**Tabela 4.1:** Resumo dos resultados obtidos nos ensaios de flexão e compressão.

Infiltrante	Ensaio Flexão				Ensaio Compressão	
	MOE (Gpa)	$\sigma$ (+/-)	MOR (Mpa)	$\sigma$ (+/-)	MOR (Mpa)	$\sigma$ (+/-)
Cia	3,27	1,1	16,53	2,42	16,527	2,419
CVV	4,67	0,46	17,53	1,79	17,532	1,785
CVA	4,21	0,58	20,39	2,84	20,392	2,836
VAI	0	0	2,38	0,38	2,379	0,383
VAA	0	0	2,21	0,41	2,21	0,407
VVi	0	0	3,51	0,52	3,509	0,522





**Gráfico 4.1:** Curva força versus deslocamento no ensaio de compressão



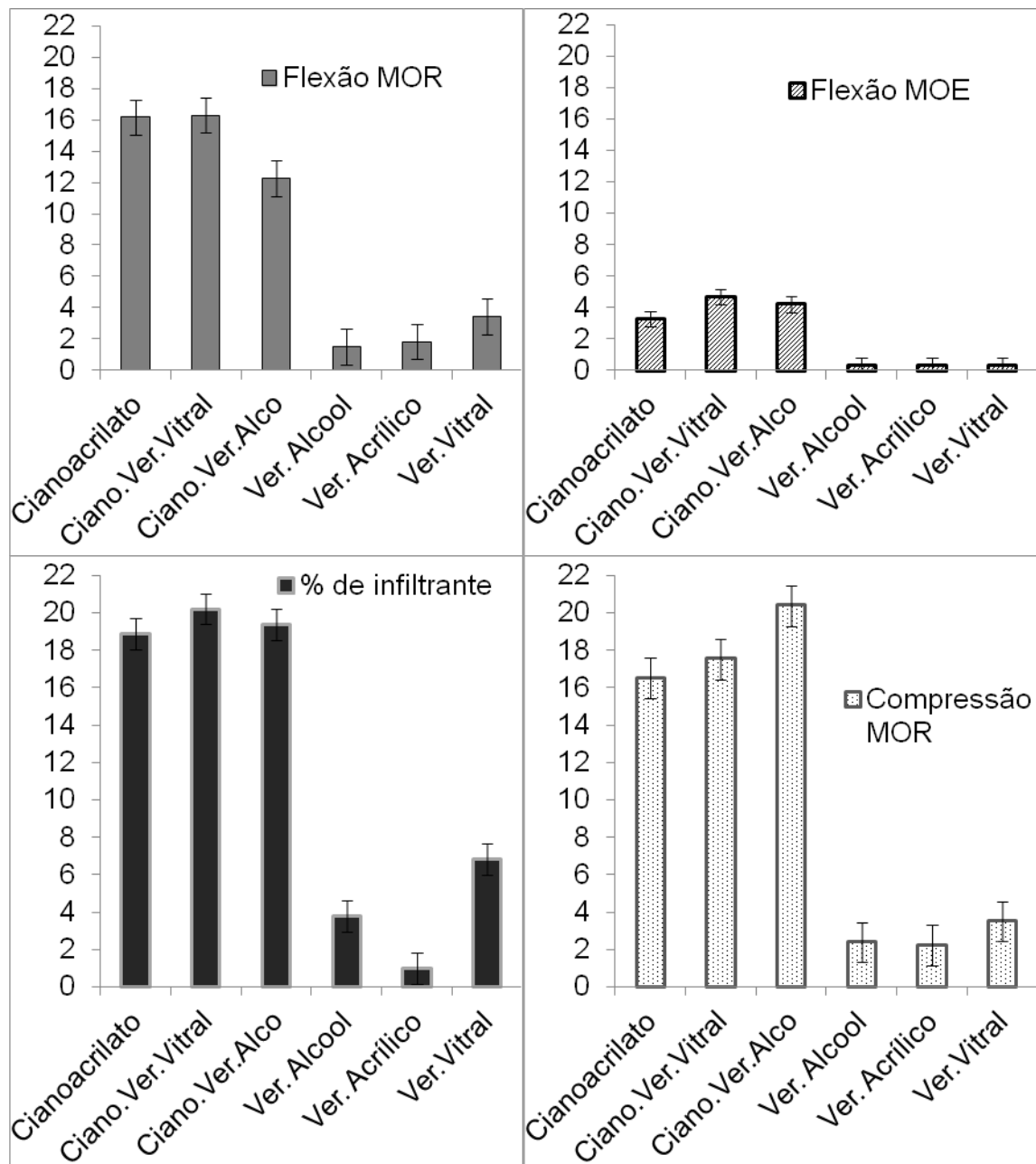
**Gráfico 4.2:** Curva força versus deslocamento no ensaio de flexão

Também foi verificada que a diferença de força empregada e o deslocamento até a ruptura das peças infiltradas com cianoacrilato foi superior as peças infiltradas apenas com verniz. Nas peças pinceladas com verniz os resultados permaneceram baixos, ou seja, próximo a base do gráfico, e os resultados para as peças infiltradas com cianoacrilato apresentaram-se com maiores valores e diferença significativa em relação à força N.

#### 4.1 Análise Estatística das variáveis resposta

O experimento considerou um fator, o material infiltrante, e quatro variáveis resposta, sendo elas, Módulo de ruptura no ensaio de compressão, Módulo elástico no ensaio de flexão, módulo de ruptura no ensaio de flexão e percentual de infiltrante absorvido. Os resultados são apresentados no gráfico 4.3 que correlaciona o fator a cada variável resposta a fim de maximizar o resultado, no entanto, cada

variável resposta aponta um infiltrante como sendo melhor. As avaliações isoladas de percentual de infiltrante, MOR de flexão, MOE flexão e MOR de compressão, concordam que o Cianocrilato sozinho ou associado apresenta resultados superiores às demais resinas, no entanto esta análise ainda não foi suficiente para selecionar um revestimento.



**Gráfico 4.3:** Fator versus variáveis resposta com 95% de confiança.

Para concluir se o fator analisado promove alterações significativas em cada variável resposta, pode-se comparar P-valor com o nível de significância. Como

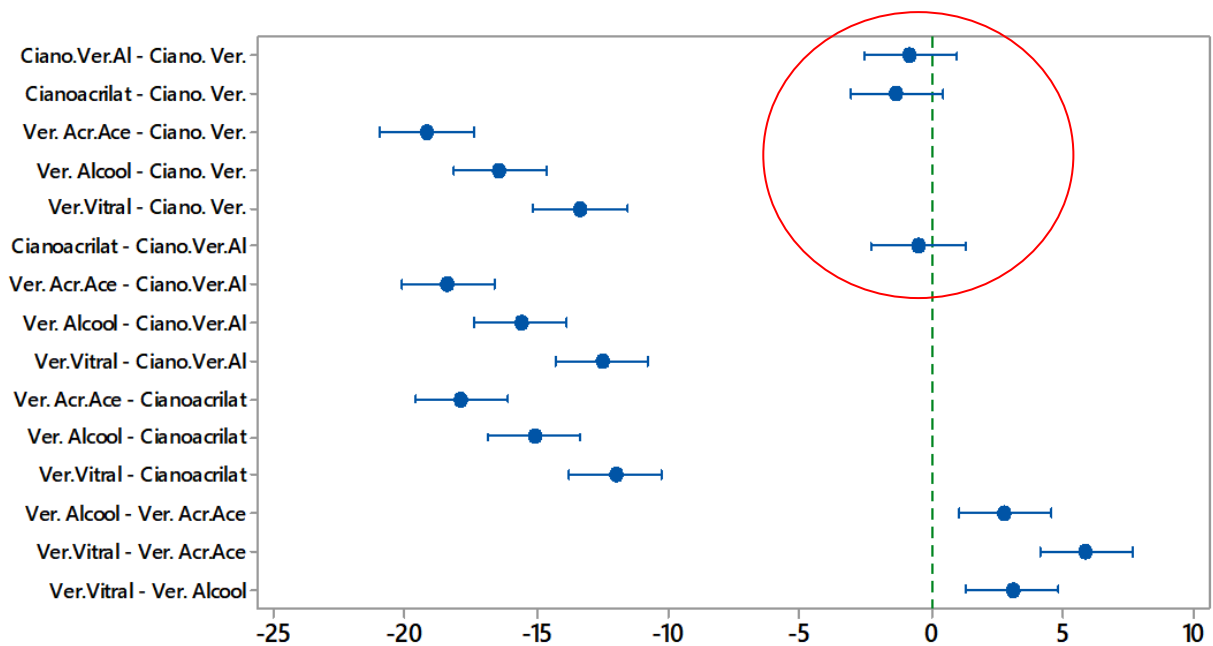
todos os p-valores apresentados na tabela 4.2 são inferiores ao nível de significância considerado ( $\alpha=0,05$ ), o fator analisado promove mudanças significativas em todas as variáveis resposta.

**Tabela 4.2: Resumo dos resultados da ANOVA para os infiltrantes**

<b>Variáveis Resposta</b>	<b>P-valor</b>	<b>R<sup>2</sup> (%)</b>	<b>R<sup>2</sup> ajustado (%)</b>
<b>MOR Flexão (MPa)</b>	0,000	93,57%	92,97%
<b>MOE Flexão (GPa)</b>	0,000	93,66%	92,84%
<b>MOR Compressão (MPa)</b>	0,000	95,85%	95,46%
<b>% de infiltrante</b>	0,000	97,53%	97,30%

Ainda conforme mostrado na tabela 4.2 utilizando o parâmetro R<sup>2</sup> pode-se constatar que o modelo ANOVA explica um percentual superior a 90% da variabilidade para as quatro variáveis resposta.

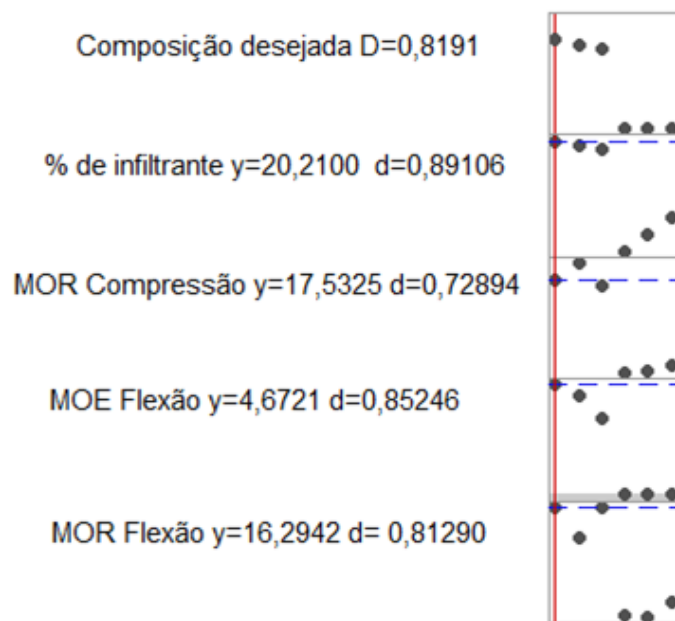
Com o intuito de realizar a comparação par a par utilizou-se a análise de Tukey com 95% de confiança, que corrobora com os resultados visuais dos gráficos acima apontados. Os resultados estatisticamente mostram que não é possível distinguir entre os infiltrantes de Cianocrilato, Cianocrilato associado ao Verniz Vitral e Cianocrilato associado ao Verniz à Álcool. Ao analisar par a par as opções de revestimento, se o intervalo de comparação contiver o zero, então não é possível diferenciar os revestimentos, assim como no gráfico 4.4 não é possível diferenciar entre os infiltrantes cianoacrilato e suas combinações. Os dados das demais análises podem ser visualizados nos anexos A, B, C e D.



**Gráfico 4.4:** Análise Tukey par a par 95% de confiança.

Para escolher um material infiltrante específico para ser utilizado nos moldes foi utilizado o gráfico de otimização que gera uma equação global para maximizar simultaneamente o percentual de penetração de infiltrante, o módulo de ruptura no ensaio de compressão, o módulo de ruptura no ensaio de flexão e o módulo elástico no ensaio de flexão. No gráfico 4.5 todas as variáveis resposta foram configuradas como sendo variáveis de maximização. O primeiro quadro apresenta a Composição desejada, que é a soma dos resultados dos materiais infiltrantes nas quatro variáveis resposta, com resultado da função objetiva como  $D=0,8191$ . Com base nesta análise é possível concluir que o material infiltrante que obteve o melhor resultado quando considerado as quatro variáveis resposta ao mesmo tempo foi Cianocrilato com uma demão de Verniz Vitral.

**Gráfico de Otimização dos testes**  
Valor ótimo da equação  $D=0,8191$  **Cianoacrilato e Verniz Vitral**



**Gráfico 4.5:** Equação global que otimiza as quatro variáveis resposta simultaneamente

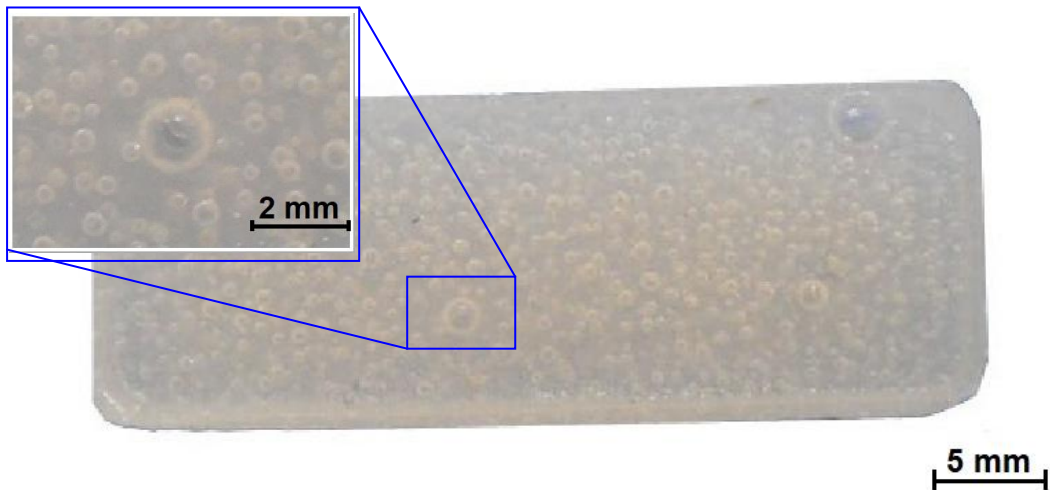
## 4.2 Análise da interação do Silicone com os materiais infiltrantes

Após o período de 72 h para polimerização completa do elastômero, os moldes foram retirados da prensa e o elastômero foi desmoldado (desincluído). Nos seis grupos a polimerização completa do elastômero foi obtida e o resultado é análogo ao apresentado na figura 4.1.



**Figura 4.1:** Elastômeros após desmoldagem (desinclusão).

Também foi observada a formação de bolhas superficiais nos seis grupos, como mostrado em detalhe na figura 4,2. Isso é consequência da impermeabilidade dos moldes infiltrados, o que não ocorria no processo tradicional, pois o gesso é poroso e permite a movimentação dos gases. No VAA e no Cia foi observada uma falha no preenchimento do molde, evento isolado que não foi observado nas réplicas.



**Figura 4.2:** Detalhe das presenças de bolhas no elastômero

Como mostrado na figura 4.3, os moldes do VAA e VAI fraturaram durante a desmoldagem (desinclusão), e coincidentemente, estes dois grupos apresentaram o menor módulo de ruptura do ensaio de flexão.

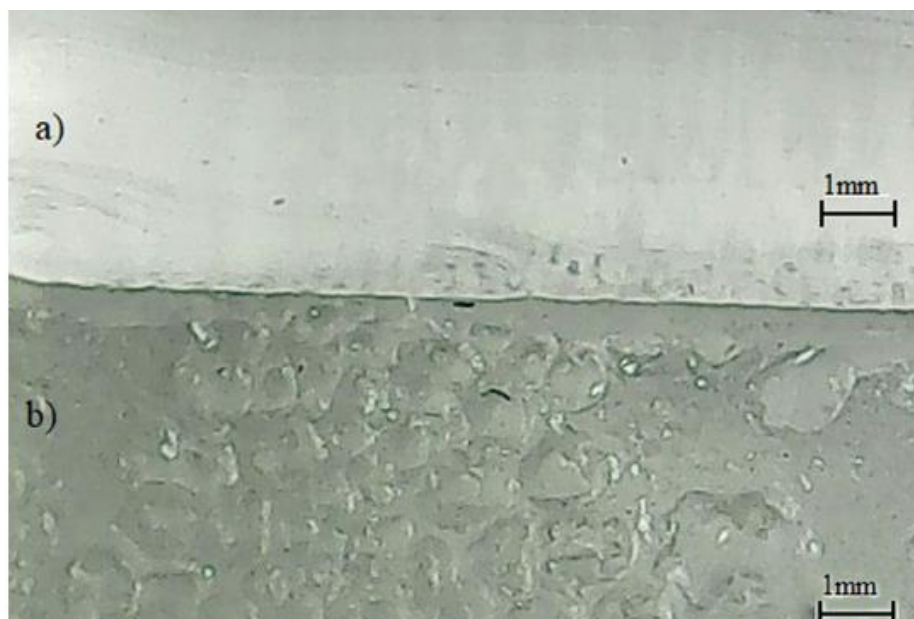


**Figura 4.3:** Condição dos moldes no processo de desmoldagem.

No que tange a integridade física dos moldes, os grupos VVi, Cia, CVV e CVA apresentaram resultados satisfatórios possibilitando a utilização dos infiltrantes, no entanto, as bolhas formadas prejudicam as próteses e diminuem a resistência à tração da prótese por constituírem defeito volumétrico que fragiliza a estrutura, não sendo um resultado desejado. Para solucionar o problema foi utilizada a bomba e a câmara de vácuo para remover as bolhas da mistura do silicone com catalisador imediatamente após a manipulação.

Em vista disso, o teste foi repetido para todos os seis grupos de infiltrantes, porém, desta vez sem adição de corante, para facilitar a visualização das bolhas. Em uma primeira tentativa os moldes foram preenchidos com silicone espatulado, e em seguida levados a câmara de vácuo. A pressão negativa removeu o conteúdo dos moldes o que geraria peças com problema de preenchimento. A segunda tentativa foi realizar a mistura em um recipiente de vidro com capacidade para 5 vezes o volume da mistura. Na sequência, o recipiente de vidro foi levado à câmara de vácuo por 5 minutos e todas as bolhas aparentemente haviam sido removidas, e então o material foi vertido lentamente para cada molde do centro para a extremidade, de forma que todo espaço fosse preenchido sem a formação de novas bolhas.

Após esse período os elastômeros foram desmoldados e os seis grupos obtiveram sucesso, com a eliminação completa das bolhas como pode ser visto na figura 4.4, que apresenta um comparativo de duas amostras seccionadas ao meio para visualizar a ausência de bolhas na região interna da amostra (a) e a formação de bolhas na região interna da amostra (b). A imagem foi obtida com lupa com ampliação de 50 ~ 500 x.



**Figura 4.4** Vulcanização do elastômero em a) sem formação de bolha e em b) com formação de bolhas

Os moldes de cada grupo de infiltrante foram preenchidos da mesma forma, fechados, prensados e permaneceram por 72 horas para polimerização em temperatura ambiente. Após esse período, os elastômeros foram desmoldados e os seis grupos obtiveram sucesso com a eliminação completa das bolhas.

Após a obtenção de elastômero sem a formação de bolhas, a análise visual conclui que os seis grupos de moldes permitiram a polimerização de elastômeros com potencial para confeccionar próteses maxilofaciais. Conclui-se que todos os infiltrantes permitem a polimerização do elastômero maxilofacial, SILASTIC MDX4-4210. Mas como o processo de produção das próteses requer que o molde sofra esforços de compressão e flexão, os resultados indicam que tanto o infiltrante de Cianocrilato, como Cianocrilato associado ao Verniz Vitral, e também Cianocrilato associado ao Verniz Álcool, apresentaram boas propriedades mecânicas que permitem a sua utilização na confecção de moldes para prótese maxilofacial pelo método MA.

No intuito de prosseguir com os estudos até a produção de um caso real de prótese é preciso selecionar um material infiltrante. Conclui-se que o Molde infiltrado com Cianocrilato mais Verniz Vitral apresenta o melhor resultado conjunto e será utilizado na sequência para o teste de termopolimerização e para o caso clínico proposto.



### 4.3 Utilização de temperatura para acelerar o processo de Polimerização

Novos moldes foram infiltrados com cianoacrilato associado ao verniz vitral e decorrido o período de vulcanização do elastômero os moldes foram abertos e os três processos, autopolimerização; polimerização em estufa; e polimerizadora, apresentaram o mesmo resultado visual, independentemente do processo de polimerização. O processo ocorreu por completo resultando em um elastômero translúcido, flexível e livre de bolhas, tanto para os moldes produzidos em MA quanto para os moldes tradicionais produzidos em gesso odontológico, como mostrado na figura 4.5.



**Figura 4.5:** Resultado dos testes de termopolimerização, da esquerda para direita o primeiro é o grupo de controle obtido em molde tradicional e os demais obtidos em molde FR. O teste foi realizado em triplicata.

Além disso, foi realizado ensaio de dureza Shore A dos elastômeros curados em molde de gesso tradicional a fim de comparar com os elastômeros polimerizados no molde MA.

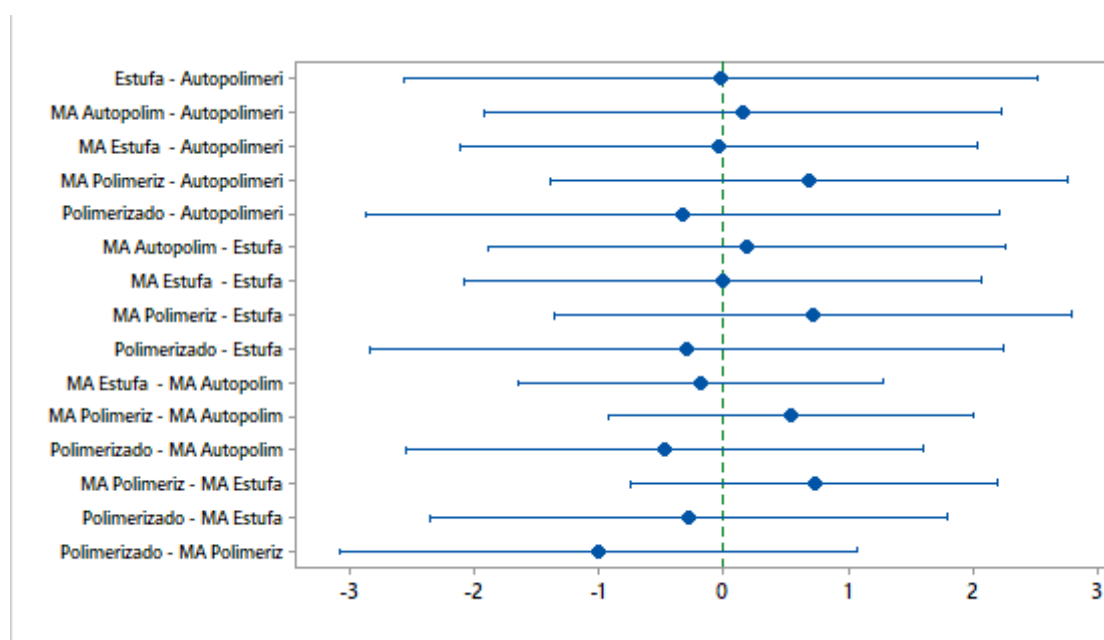
A Tabela 4.3 apresenta as médias de dureza para os três processos, autopolimerização, estufa e polimerizadora, comparando o uso do molde convencional com o do molde MA. No entanto, isso não é suficiente para atestar se as médias são estatisticamente equivalentes ou não. A fim de testar a igualdade das médias e avaliar as diferenças entre os pares de médias, utilizou-se a ANOVA com um fator com várias comparações. O gráfico que inclui os intervalos de confiança simultâneos de Tukey mostra que o intervalo de confiança para a diferença entre as

médias de dureza do elastômero (Gráfico 4.6). Esta variação inclui zero, o que indica que a diferença entre estas médias não é estatisticamente significativa.

**Tabela 4.3:** Teste de média de dureza do elastômero polimerizado em diferentes processos utilizando molde MA e molde de Gesso.

	Autopolimerização	Estufa 55°C 2h	Polimerizadora 100°C 15 min
<b>Peça</b>	Dureza ShoreA	Dureza ShoreA	Dureza ShoreA
<b>Padrão</b>	30,63	30,60	30,30
<b>MA</b>	30,78	30,59	31,31

O resultado análise de dureza *Shore A* do elastômero mostra ser possível reduzir o tempo de polimerização utilizando processos que trabalham com temperaturas de 55°C em 2 horas e 100°C em 15 minutos, reduzindo de forma significativa o tempo de fabricação das próteses maxilofaciais.



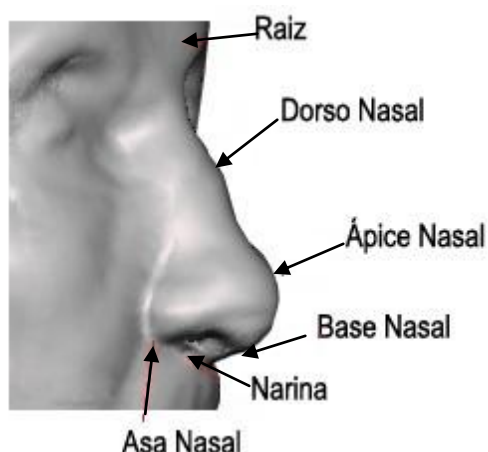
**Gráfico 4.6:** Teste de Tukey comparação par a par das médias de dureza do elastômero

## CAPÍTULO 5 – CASO CLÍNICO

As próteses maxilofaciais são subdivididas em diversas modalidades. Neste estudo encontra-se detalhado o caso de uma prótese facial estética confeccionada para a melhoria da aparência natural do indivíduo portador de defeito facial de etiologia adquirida (OVADIA e ASKARI, 2015).

Unkovskiy (2017) explorou a possibilidade de impressão direta de prótese maxilofacial utilizando fluxo de trabalho digital, entretanto, não houve qualidade final da prótese satisfatória, sendo necessário trabalho manual para alcançar aceitável desfecho estético. Além do problema apresentado, a dificuldade de acesso e o custo desta tecnologia fazem com que outras soluções sejam mais adequadas, como a utilização de digitalização 3D e MA para confecção de FR. Entende-se que a construção de moldes que replicam a anatomia humana requer o conhecimento prévio de alguns detalhes específicos.

O nariz é a parte do corpo estudada neste caso clínico que faz parte do sistema respiratório, e é composto por: nariz externo, cavidade nasal e seios paranasais. O nariz externo está localizado no plano mediano da face, como apresentado na figura 5.1 e tem formato de pirâmide, e na base inferior encontram-se as aberturas em formato de fenda denominadas narinas, separadas por um septo que comunica o meio externo com a cavidade nasal (DANGELO E FATTINIM, 2002)

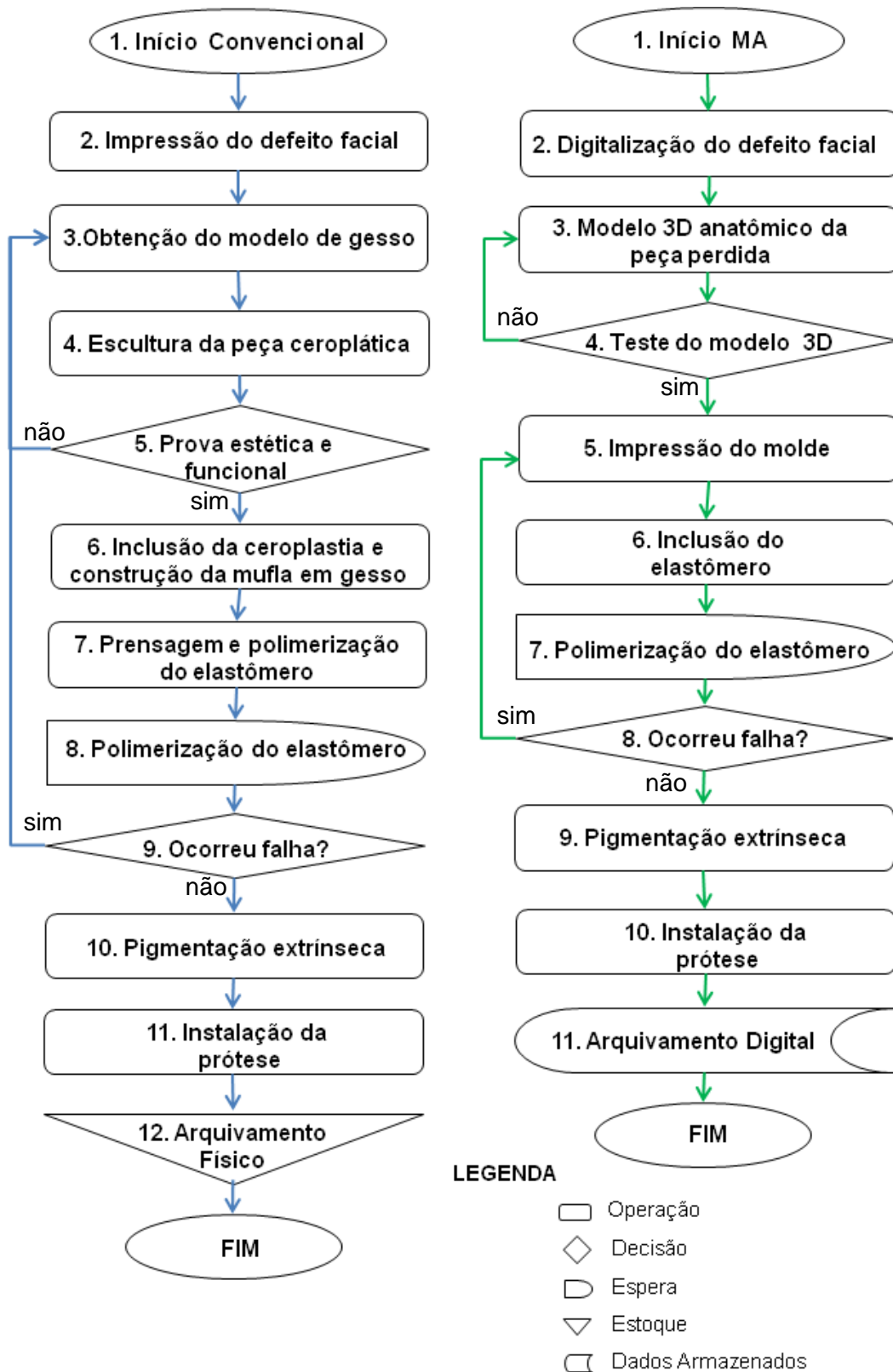


**Figura 5.1:** Partes que constituem o nariz externo

Ainda segundo Dangelo e Fatinim (2002), o formato do nariz varia de acordo com o formato do rosto, sexo e etnia.

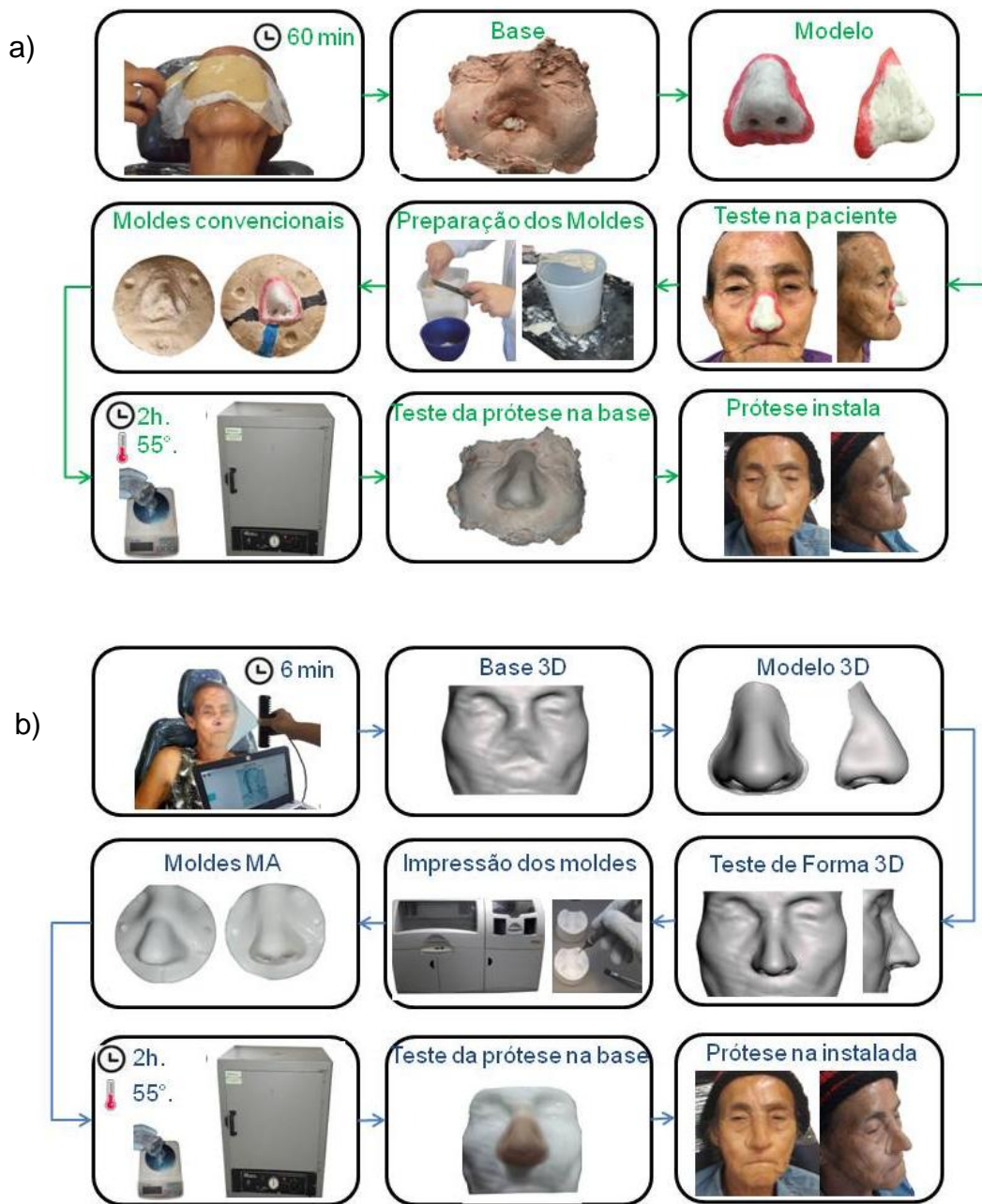
Relato de caso apresentado por Aydin, Nemli e Yilmaz (2012) descreveram próteses confeccionadas utilizando padrões de cera das impressões contralaterais do paciente com hidrocolóide irreversível e posteriormente os padrões foram duplicados e adaptados nos moldes, que caracteriza o processo convencional de confecção de próteses maxilofaciais.

A proposta de estudo é facilitar esta etapa de escultura e adaptação das próteses utilizando modelagem 3D, no entanto a qualidade do resultado final deve ser mantida ou melhorada. Este processo convencional de confecção de uma prótese maxilofacial é o mesmo realizado pela Disciplina de Prótese Buco-Maxilo-Facial do Departamento de Clínica, Patologia e Cirurgias Odontológicas da Faculdade de Odontologia da UFMG, que é sintetizado no Quadro 5.1 e comparado ao processo proposto com utilização de manufatura aditiva.



**Quadro 5.1:** Comparação entre o método convencional e o método CAD/CAM proposto

Para elucidar a comparação entre os processos convencional e o processo CAD/CAM foi elaborada a figura 5.2



**Figura 5.2:** Resumo dos processo de produção da prótese máxilofacial a) Convencional e b) CAD/CAM

Paciente do sexo feminino, de 76 anos, diagnosticada com carcinoma espinocelular foi submetida à cirurgia de ressecção do tumor (oncocirurgia) que gerou defeito facial na região nasal com necessidade de reabilitação protética facial. Vista frontal do rosto da paciente é apresentada na figura 5.3.



**Figura 5.3:** Vista frontal de defeito em região nasal em decorrência de oncocirurgia.

A paciente relatou que um dos principais incômodos é a utilização de curativo para tampar a região do defeito decorrente da oncocirurgia, pois a pele na região se encontra bastante sensibilizada, e a constata remoção e aplicação de novos curativos causam dor.

## **5.1 Processo convencional**

Na disciplina de Prótese Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da UFMG, a técnica de confecção de próteses maxilofaciais é obtida de forma convencional. Após a anamnese e autorização de tratamento do paciente segue as etapas de confecção da prótese.

### **5.1.1 Aquisição do formato e adaptação do modelo**

Para isso, primeiramente na assepsia do local, na sequência a fossa nasal é fechada com gaze umedecida com soro fisiológico, e as regiões com pêlos são isoladas utilizando vaselina sólida. Após isso, foi realizada a impressão do defeito facial com o uso de material de moldagem (Hidrocolóide Irreversível - Alginato) espalhado sobre a área facial do paciente para copiar a forma. Ainda durante o ato de moldagem sobre o alginato foi colocado uma gaze aberta e uma camada de gesso odontológico tipo III para conferir resistência ao formato negativo adquirido, evitando que o molde se parta durante a remoção da face do paciente. Esse processo por completo em uma primeira etapa apresentado na figura 5.4 demorou cerca de 60 minutos, sendo 10 minutos para aplicação do material e 50 minutos para cristalização do gesso até sua removido. Neste caso, a paciente conseguiu respirar

pela boca, em alguns casos é necessário utilizar artifícios como canudos para permitir a respiração do paciente.



**Figura 5.4:** Processo convencional de aquisição da forma a) proteção com gaze e vaselina. b) Moldagem com alginato. c) Estruturação com gaze e gesso.

Quando o molde em negativo se encontra satisfatório obtém-se o modelo de gesso, dando origem à base para a modelagem da prótese como mostrado na figura 5.5. Novamente é preciso aguardar 50 minutos para cristalização do gesso e depois remover modelo de gesso em positivo a fim de verificar se ficou adequado para escultura.

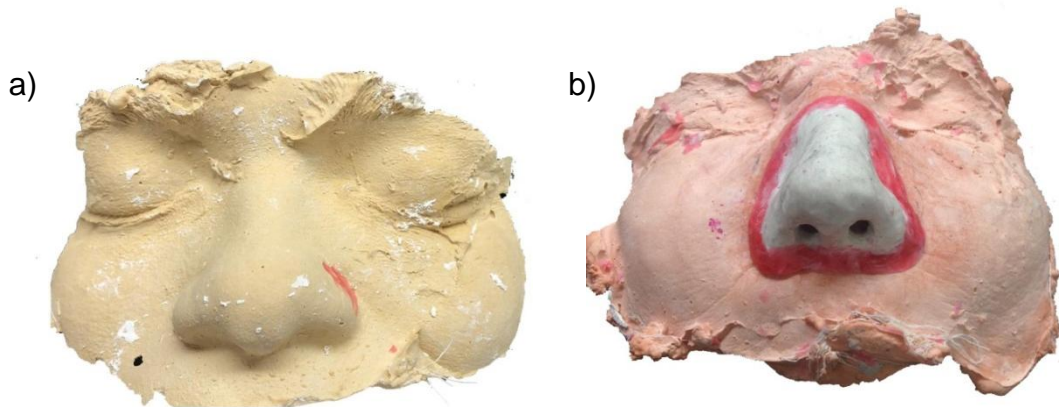


**Figura 5.5:** Base em gesso obtida pelo método convencional

No caso do nariz não existe a possibilidade de copiar um membro análogo do mesmo paciente, mas é possível obter a forma do nariz de outra pessoa e adaptar uma peça ceroplástica, ou utilizar um modelo preexistente ou esculpido para esse fim. As duas formas foram avaliadas para que a prótese se adapte harmonicamente ao rosto da paciente. Na Figura 5.6 a) o formato do nariz foi adquirido da mesma



forma que a base do rosto da paciente, utilizando alginato e gesso. Na figura 5.6 b) o nariz foi esculpido manualmente sobre a base de gesso da paciente.



**Figura 5.6:** Formatos para prótese de nariz a) Formato adquirido de outra pessoa. b) Modelo esculpido manualmente.

A equipe do setor de prótese buço-maxilo-facial optou pelo modelo esculpido manualmente, que se encaixa no rosto da paciente de forma mais natural e feminina. A parte interna do modelo foi adaptada em material ceroplástico, esculpido para encaixar na base de gesso, as bordas foram alongadas e afinadas para garantir que a prótese tenha bordas finas e discretas, mostrado na figura 5.7.



**Figura 5.7:** Modelo utilizado para produção de prótese manual.

Antes de produzir a prótese o modelo foi testado para garantir que a prótese final se adapte corretamente no rosto da paciente. Convencionalmente a prova foi realizada no rosto da paciente e exigiu nova consulta como mostrado na figura 5.8.



**Figura 5.8:** Teste de adaptação do modelo para confecção de prótese convencional

### **5.1.2 Confeção do Molde**

A próxima etapa convencionalmente foi a confecção dos moldes (muflas em gesso). Para isso foi necessário um recipiente plástico, material para manipular o gesso e uma plataforma vibratória para remover as bolhas e compactar melhor o gesso. O gesso foi manipulado e vertido no recipiente plástico sob a ação de uma plataforma vibratória, e na sequência o modelo foi posicionado na superfície do gesso. Na superfície do gesso também deve ser desenhado canais para transbordo do silicone e encaixes esféricos para garantir que não ocorrerão erros no momento de abertura e fechamento os moldes, aguardar por 50 minutos até o gesso adquirir a resistência. Decorrido este período, a superfície foi isolada com vaselina sólida e uma nova remessa de gesso é manipulado e vertido no recipiente plástico, formando a segunda parte do molde. Novamente foi necessário aguardar 50 minutos e depois remover os moldes do recipiente plástico, remover a peça ceroplastica do interior do molde, e então o mesmo estará pronto para uso como mostrado na figura 5.9.



**Figura 5.9:** Molde para produção convencional de prótese de nariz

## 5.2 Processo CAD/CAM

### 5.2.1 Aquisição do formato e adaptação do modelo

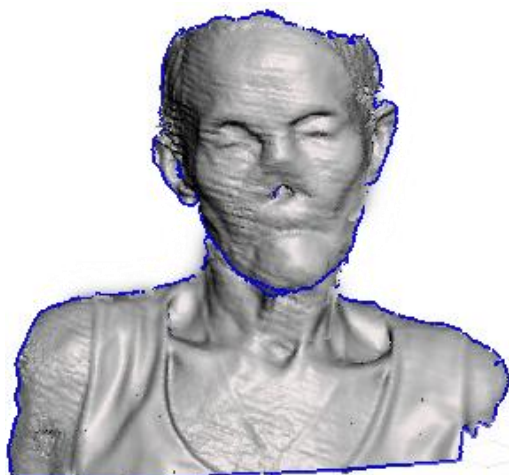
Como proposta deste estudo, para obter o modelo 3D foi utilizado um scanner da *3Dsystems*. Para isso foi solicitado que a paciente se sentasse em uma cadeira com a postura confortável, em uma sala bem iluminada, e pedido também que ela mantivesse as expressões faciais neutras. O processo de digitalização demorou 6 minutos e ocorreu conforme mostrado na imagem 5.10.



**Figura 5.10** Processo de Digitalização 3D, paciente sendo digitalizada e imagem se formando software do equipamento.

A criação do modelo é basicamente a criação da forma desejada a partir da imagem digitalizada utilizando ferramentas computacionais avançadas. Obtido o arquivo digitalizado é preciso verificar sua malha,

Na figura 5.11 a linha azul no contorno significa que a malha esta aberta e não constitui um objeto sólido



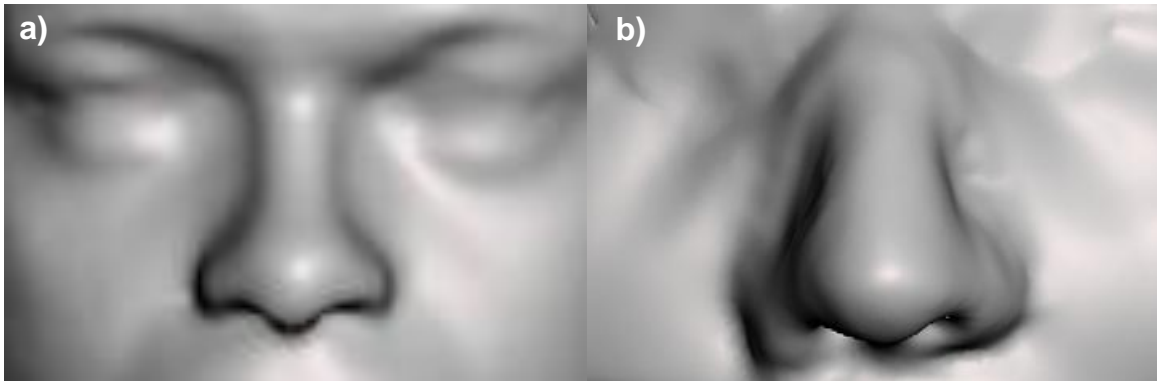
**Figura 5.11:** Arquivo obtido pelo processo de Digitalização 3D

Como o intuito é a aquisição da topografia da face, toda imagem do pescoço para baixo é dispensável e foi removida, e a face apresenta ranhura que foram suavizadas para que o modelo tenha aspecto o mais natural possível. O resultado é demonstrado na figura 5.12.



**Figura 5.12:** Arquivo de base tratado digital

Analogamente ao processo de digitalização utilizado na paciente, o “doador de forma” e o modelo foram digitalizados e tratados para dar origem à prótese, como demonstrado na Figura 5.13.



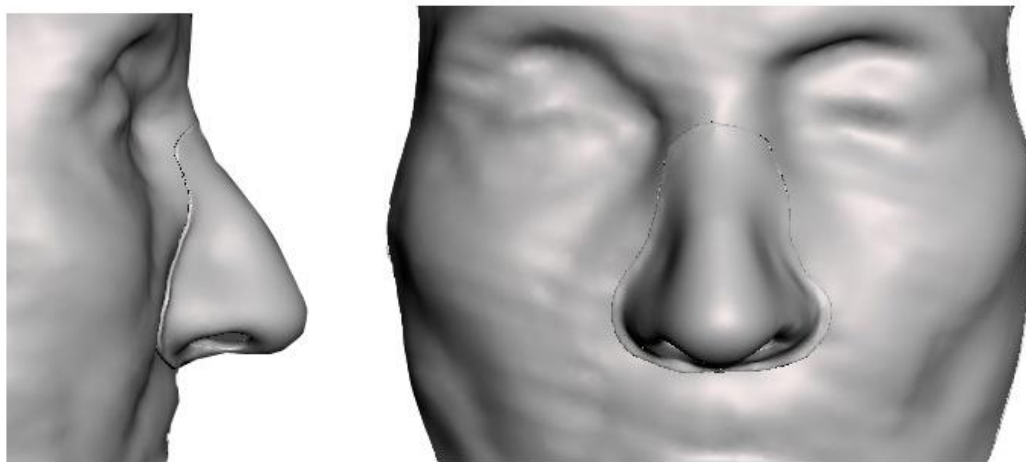
**Figura 5.13:** Formato de nariz digitalizado a) formato “do doador”. b) Modelo esculpido e digitalizado.

No fluxo digital, primeiramente, ambas as formas do nariz foram posicionadas na região central da base de escultura, cortadas no formato desejado. Para isso utilizou-se o formato da base para realizar uma operação de subtração com as malhas, garantindo o encaixe da parte interna da prótese. As e parte interna da prótese foi aliviada para permanecer bordas apresentam a espessura de meio milímetro o mais leve possível. O modelo esculpido manualmente apresentou problema de simetria, que foi possível corrigir utilizando a ferramenta *mirror*, espelhando ambos os lados, e assim obteve-se dois novos formatos de prótese, e o formato de prótese selecionado é apresentado na figura 5.14.



**Figura 5.14:** Modelo utilizado para produção de prótese com ferramental rápido.

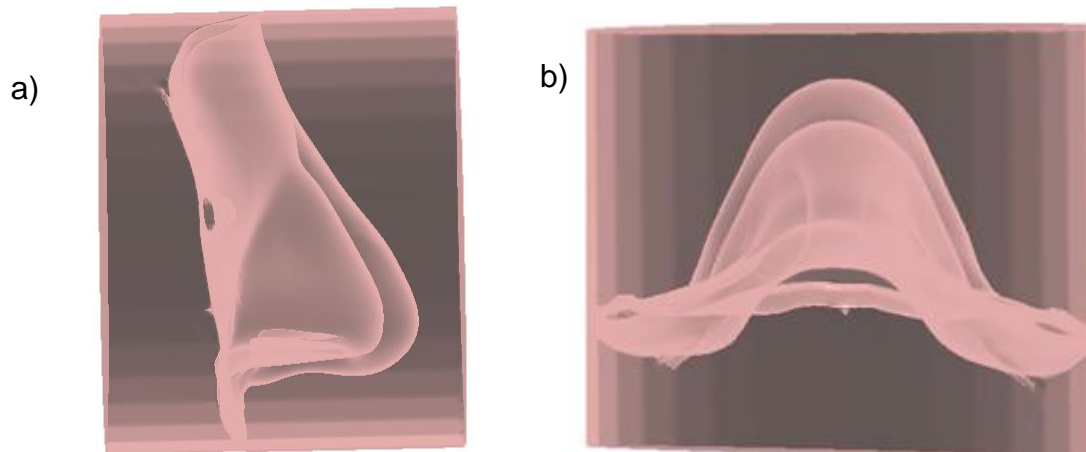
Com a utilização do modelo digital foi possível testar os três formatos de prótese sem necessidade de uma nova consulta do paciente, como mostrado na figura 5.15.



**Figura 5.15:** Teste de adaptação da prótese ao paciente utilizando os modelos 3D.

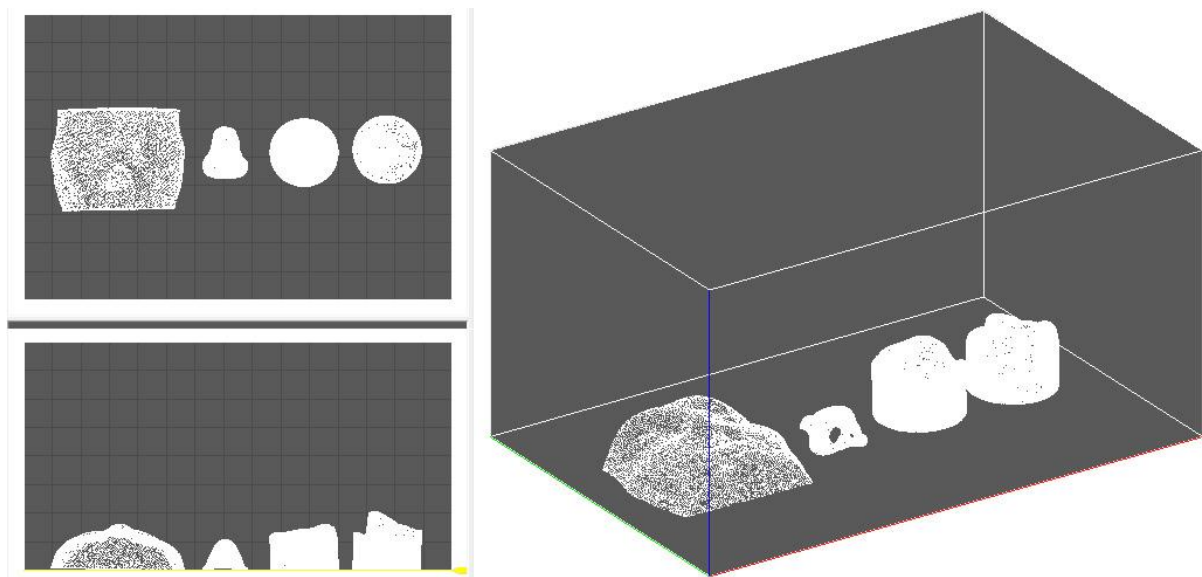
### **5.2.2 Confeção do Molde**

Para produzir moldes do tipo ferramental rápido foi necessário desenhar um cilindro bipartido de 40 mm de diâmetro e na sequência o modelo 3D da prótese foi posicionado entre as partes do cilindro, e utilizando uma operação de subtração de malhas foi possível que o vazio no interior do molde tivesse exatamente o mesmo formato do modelo 3D. Na parte inferior do molde também foram inseridos canais para extravasamento do excesso de silicone e elementos esféricos para evitar que o fechamento do molde seja feito de forma incorreta. Na figura 5.16 é possível observar o formato do vazio no interior do molde, assim como a espessura final da prótese.



**Figura 5.16:** Detalhe interno dos moldes. a) visto de lado. b) visto de cima

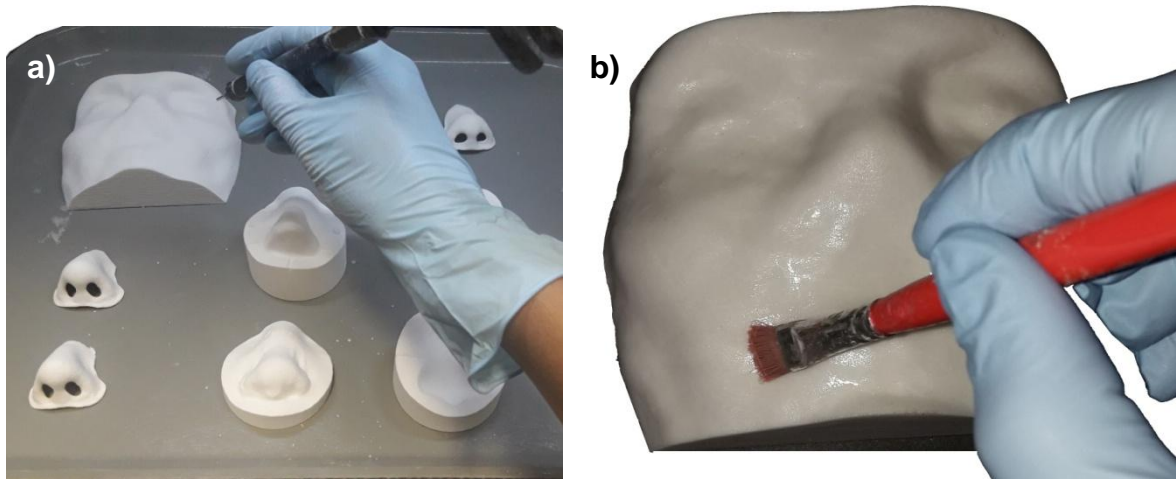
Para garantir a correta impressão dos arquivos é necessário configurar a escala do modelo. Para isso, basta exportar o arquivo na extensão STL e utilizar um programa fatiador para configurar a impressão, no caso, o programa utilizado foi o fornecido com a impressora, o Zedit. Nele é possível posicionar as peças na bandeja de impressão, demonstrado na figura 5.17, e configurar a altura da camada no eixo z, pois, quanto menor a camada, maior a resolução da peça e maior o tempo gasto para impressão.



**Figura 5.17:** Montagem da mesa de impressão

O parâmetro utilizado para altura no eixo z foi 0,1mm. Outro parâmetro que pode ser configurado é a densidade da peça, que pode variar de oca a totalmente

maciça, para o fim de confecção de molde às peças devem estar totalmente preenchidas. O parâmetro velocidade do processo não é configurado, mas sim influenciado pelo modelo da impressora, a disposição das peças na mesa de impressão e a espessura da camada no eixo Z. O tempo para imprimir as peças foi 5 horas e 15 minutos.



**Figura 5.18:** Remoção do pó (a), infiltração com cianoacrilato associado á uma camada de verniz vitral(b).

Depois de terminada a impressão das peças como mostrado na figura 5.18 foi necessária a remoção do pó com jato de ar. Depois infiltrou-se as peças com cianoacrilato e após uma hora aplicou-se uma camada de verniz vitral. Novamente foi necessário aguardar 24 horas para cura completa, e então as peças ficam prontas para uso. O molde final é mostrado na figura 5.19.

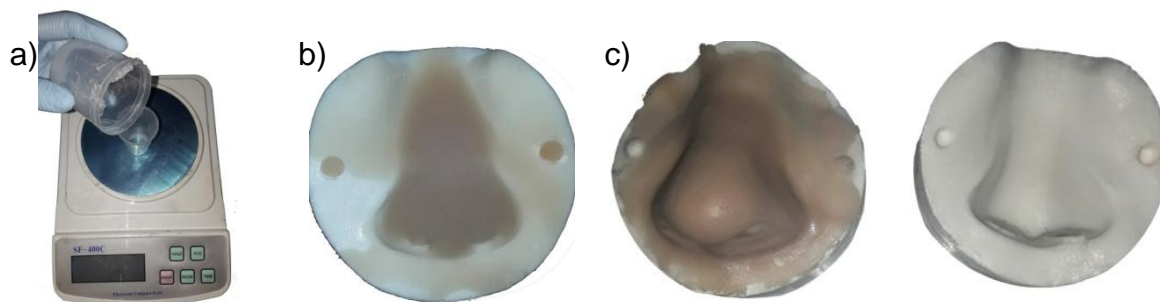


**Figura 5.18:** Foto final do molde CAD/CAM



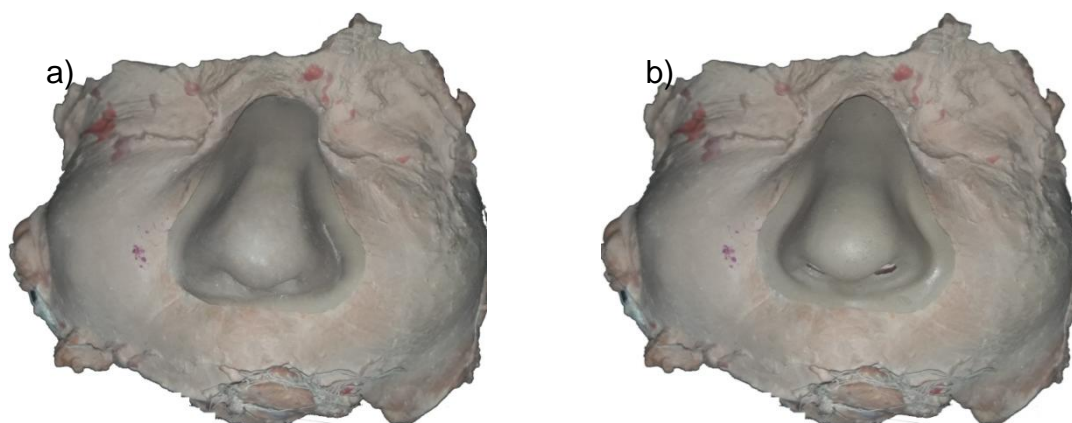
### 5.3 Confeção das Próteses

A manipulação do elastômero foi realizada conforme procedimento descrito anteriormente. A figura 5.20 demonstra o processo resumidamente, no qual o elastômero foi adicionado na proporção 10 para 1 em peso, espatulado e incluído no molde, levado a estufa à 55° por 2 horas e desincluído.



**Figura 5.20:** Produção da prótese. a) Manipulação. b) inclusão e c) desinclusão do elastômero

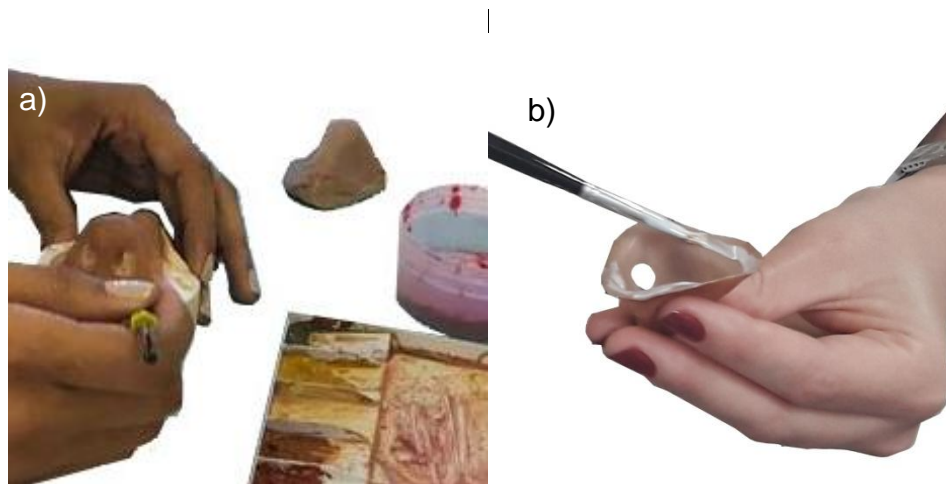
Durante o processo de polimerização do elastômero o molde convencional não ficou adequado para a inclusão, prensagem e polimerização, sendo descartado. Na figura 5.21 as próteses são comparadas para mostrar o ganho de simetria conseguido com o processo de digitalização 3D e MA. O estudo seguiu com a confecção da prótese produzida somente utilizando ferramental rápido.



**Figura 5.21:** Comparação visual das próteses. a) Prótese produzida de forma convencional. b) Prótese produzida com ferramental rápido.

A prótese produzida por FR foi desmoldada (desincluída), depois as bordas foram aparadas, fez-se a comparação da cor da prótese com a cor da paciente e

então se inicia o processo de pintura manual, utilizando uma tinta apropriada a base de pigmento cerâmico e uma camada de silicone para selar a pintura na prótese. Também foi necessário utilizar um adesivo cutâneo próprio para prótese maxilofacial que garante que a prótese não se solte acidentalmente ao longo do dia. O processo de finalização é mostrado na figura 5.22.



**Figura 5.22:** Finalização da prótese. a) Pintura da prótese e b) Aplicação de adesivo para retenção.

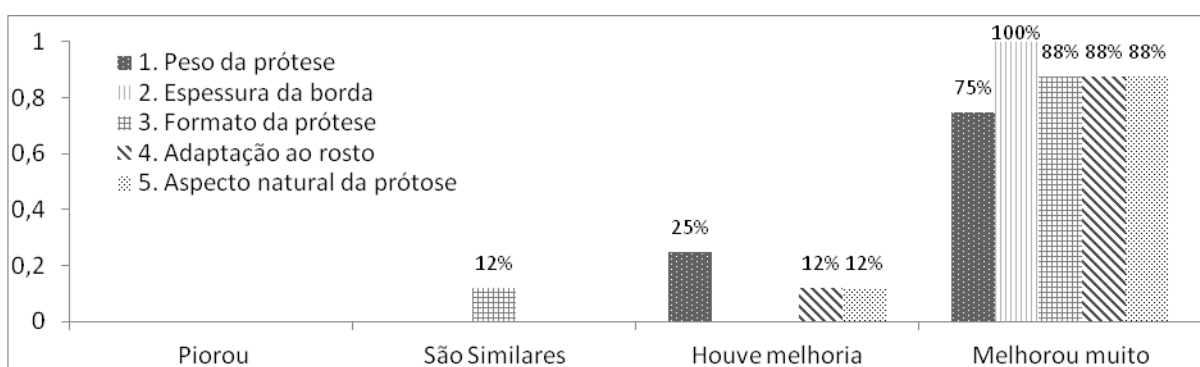
A imagem 5.23 apresenta o resultado final da paciente utilizando a prótese produzida com FR, de perfil e de frente.



**Figura 5.23:** Resultado final da prótese.

A fim de verificar as melhorias conseguidas com a utilização de digitalização 3D e MA na prótese final foi aplicado um questionário estruturado à equipe do

laboratório de prótese bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia da UFMG que estava presente no momento da adaptação e entrega da prótese à paciente. O grupo era composto por 3 professoras da área e 5 alunos que se encontram entre o 7º e 9º período do curso de odontologia. Para responder as 5 perguntas as pessoas foram orientadas a realizar a comparação entre o resultado apresentado e as próteses convencionalmente confeccionadas no setor. O resultado do questionário foi sintetizado no gráfico 5.1. Quando questionados sobre o peso da prótese todos concordaram que houve melhoria, sendo mais leve que a prótese convencional. Sobre a espessura da borda todos concordaram que houve grande melhoria, com espessura mais fina e mais discreta. Quanto ao formato da prótese 12% afirmam que são similares e 88% acreditam que melhorou muito em relação às próteses produzidas pelo método convencional. Quanto à adaptação ao rosto da paciente todos concordaram que houve melhoria na adaptação. Na questão de aspecto natural da prótese todos os questionados perceberam melhoria na prótese que utilizava o molde FR.



**Gráfico 5.1:** Qualidade da prótese confeccionada utilizando digitalização 3D e MA comparada ao modelo convencional

## Capítulo 6 - DISCUSSÃO

A saúde está entre os setores com maior potencial transformador da MA, e apresenta tendência de crescimento. As aplicações do MA na manufatura de próteses maxilofaciais tem se tornando cada vez mais padrão da tecnologia. Attaran (2017) afirma que a MA facilita a fabricação de peças sob demanda. Como as próteses maxilofaciais são peças específicas para cada paciente, a MA apresentou alto potencial de utilização, que foi explorado nesta dissertação.

Wondergem *et al.*, (2015) em seu estudo confirma que os pacientes de forma geral ficaram satisfeitos com suas próteses e que uma prótese facial adesiva é alternativa eficaz e muitas vezes bem recebida. Afinal nem todas as lesões são adequadas para uma prótese facial implantada, dependendo de vários critérios, como: a quantidade de tecido de suporte, a posição e o local do defeito, a condição do tecido remanescente como resultado da radioterapia, e a condição médica e mental do paciente. No caso clínico deste estudo a paciente, assim como apontado pelo autor supracitado, não estava apta a reconstrução. A solução foi a utilização de prótese maxilofacial retida com adesivo confeccionada utilizando processo CAD/CAM, o qual resultou em uma prótese facial com boa aceitação e aparente satisfação por parte da paciente.

No entanto, por utilizar diversos recursos computacionais, o método exige uma curva de aprendizado acentuada e há a necessidade de um profissional especializado, ou de um longo período de treinamento e adaptação aos sistemas de modelagem 3D utilizados. Eggbeer (2016) chega a conclusões similares em seu trabalho, onde expõe que para otimizar a eficiência do processo, seria necessário combinar as capacidades de cada CAD em um pacote de software 3D capaz de digitalizar dados, projetar e alinhar componentes geométricos e integrando isto com a possibilidade de esculpir formas protéticas detalhadas, ou então ter a disposição um especialista para desenvolver o projeto da prótese.

Outra questão relevante do estudo é que, embora Attaran (2017) alegue que atualmente algumas impressoras têm mais recursos avançados com custo reduzido se comparado às impressoras do passado, ele mesmo constata que a relação custo

de aquisição da tecnologia e capacidade de impressão é diretamente proporcional. E mesmo com a redução de preço retratada em seu estudo o custo de aquisição da tecnologia e de seus suprimentos representa uma barreira à utilização de processos CAD/CAM na fabricação de prótese maxilofacial.

Segundo Thompson *et. al.*(2016) são exemplos de custo de produção o custos de mão-de-obra, o custo de material e o custo da máquina. Estes três custos são impactados pela utilização do processo de produção CAD/CAM no curto prazo aumentando o custo das próteses.

A utilização de digitalização para aquisição da forma do paciente, a modelagem 3D para obtenção do desenho final da prótese e para projetar o molde (muflas) utilizado como FR e na sequência imprimi-los em MA já representa um grande passo na incorporação de processos CAD/CAM na obtenção de prótese maxilofaciais. No entanto, a incorporação do processo completo significaria a impressão direta da prótese em MA. Luckic *et al.*, (2016) discorre que uma das principais desvantagens da manufatura aditiva atualmente é a gama limitada de materiais que podem ser processados, como borrachas ou elastômeros, que é uma das classes de materiais particularmente desprovidas da indústria de manufatura aditiva. Em seu estudo, o autor supracitado apresentou o grande potencial da impressão 3D de materiais elastoméricos por impressão a jato de látex, e aponta ainda ser necessários mais testes. Unkovskiy *et. al.*, (2017) constatou a possibilidade de um fluxo de trabalho digital de aquisição de defeitos e obtenção das próteses definitiva, porém a espessura da camada no eixo z causou imperfeições na textura da pele que necessitou um pós-processamento, com aplicação de uma camada extra de elastômero para minimizar a rugosidade da superfície e impediu a impressão de detalhes como rugas. Por estas razões, a aplicação de MA se limitou a fabricação dos moldes com uma impressora do tipo jato de aglutinante, que trabalha com matéria prima similar ao gesso.

O processo MA a jato de aglutinante necessita de pós-processamento para melhoria das propriedades mecânicas das peças. Lizardo *et. al.*, (2018) observou que o uso de infiltrados aplicados sob pressão de vácuo em compósitos à base de pó pode ser considerada uma técnica promissora para melhorar a desempenho

estrutural de peças impressas em 3D. O teste com 6 grupos de infiltrantes concluiu que os infiltrantes a base de cianoacrilato aplicado sob pressão apresentaram melhorias nas propriedades estruturais que permitem sua aplicação na fabricação de moldes para obtenção de prótese maxilofacial. E essas melhorias foram comprovadas utilizando ensaios de tração e compressão.

Bhushan e Caspers (2017) apontam que algumas geometrias complexas somente podem ser fabricadas utilizando manufatura aditiva. Embora existam outros processos de manufatura indicados para produção de formas complexas esta afirmação aponta para grande capacidade que manufatura aditiva tem de reproduzir com exatidão peças de formas complexas. Capacidade esta que foi responsável pelas melhorias no formato da prótese observadas no sucesso da aplicação do método em um caso clínico.

Este estudo apresentou algumas limitações pelo fato de realizar os testes em *in vitro* e também por testar apenas uma marca de elastômero de silicone facial. Para trabalhos futuros sugere-se a possibilidade de aplicar o procedimento de digitalização 3D e escultura da prótese associada a uma impressora 3D para materiais biocompatíveis (elastômeros, por exemplo), visto que a adaptação e forma do modelo 3D foram adequadas ao propósito. E também trabalhe na redução do curso da tecnologia de impressão 3D para a produção em larga escala.

## Capítulo 7 - CONCLUSÕES

Este estudo permitiu a obtenção de algumas conclusões em diferentes aspectos:

(1) Quanto à polimerização do elastômero o estudo concluiu que:

- Os seis revestimentos testados estão adequados ao uso;
- O verniz vitral, o verniz acetinado e o verniz álcool não melhoram a resistência mecânica, gerando moldes quebradiços;
- O cianoacrilato sozinho ou associado ao verniz vitral e ao verniz álcool apresentou resistência mecânica adequada à aplicação de FR.

(2) Quanto aos benefícios da utilização do processo CAD/CAM na fabricação de próteses maxilofaciais:

- Permitiu uma maior qualidade para a prótese;
- Facilita um maior nível de detalhamento à prótese para conferir naturalidade a mesma;
- O aumento da região oca no interior da prótese ocasionou uma redução do peso da prótese;
- O melhor controle da espessura das bordas permitiu a redução da espessura das mesmas, e em consequência melhorou a adaptação ao rosto do paciente.

(3) Quanto as principais dificuldades da utilização do processo CAD/CAM na fabricação de próteses maxilofaciais:

- A curva de aprendizagem das tecnologias de digitalização 3D e MA não é rápida, requerendo dedicação e aptidão do profissional;
- Embora a literatura aponte uma redução de custo gradual de aquisição das impressoras 3D e de seus suprimentos, o equipamento ainda é considerado de alto custo;
- Sendo desta forma o custo do equipamento e o profissional adequados os fatores limitantes à utilização do processo.

(4) Quanto ao benefício da utilização do modelo 3D permite:

- Promove um melhor planejamento e visualização dos resultados;
- Permite a simulação clara da evolução da prótese no futuro;
- Sendo possível guardar arquivos digitais de imagens, ao invés dos modelos físicos.

(5) Quanto a comparação do processo convencional versus o processo CAD/CAM:

- O fluxo digital reduz a dependência de disponibilidade do paciente;
- Redução do tempo que o paciente deve disponibilizar em consultas;
- Em casos de dano do molde basta reimprimir o molde danificado, o que reduz o tempo;
- Tanto o processo CAD/CAM quanto o convencional têm prazos de confecção da prótese;
- Tanto o método convencional quanto o método que utiliza modelo 3D requerem muita habilidade e conhecimento na hora de adaptar o formato da prótese.



## REFERÊNCIAS

3D SYSTEMS. **3D Systems Sense**, 2017 disponível em: <<https://br.3dsystems.com>>. Acesso em 15 Ago. 2018.

ANTAS, A. F. LINO, F. J. e NETO, R. **Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica** 5º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia, 2º Congresso de Engenharia de Moçambique Maputo; 2-4 Setembro 2008. Maputo 2008.

AQUINO, L. M. M. OLIVEIRA, M. MARTINS, A. P. V. B. BARBOSA, C. M. R. **Técnicas de Moldagem da Máscara Facial** *Revista de Odontologia da UNESP* V.41 n. 6 p. 438-441 Nov-Dez 2012 .

American Society for Testing and Materials **ASTM C1161**. Standard Test Method for Flexural Strength of Advanced Ceramics at Ambient Temperature. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2013.

American Society for Testing and Materials **ASTM D695**. Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2015.

Attaran, Mohsen. **The Rise of 3-D Printing: The Advantages of Additive Manufacturing over Traditional Manufacturing**. *Business Horizons* V. 60, n. 5, p. 677-688 Indiana Set-Out 2017,

AutoDesk, **Meshmixer** ,2017 disponível em: <<http://www.meshmixer.com/>>. Acesso em: 14 Ago 2018.

AYDIN Cemal, NEMLI, Secil Karakoca e YILMAZ Handan Yilmaz. **Esthetic, Functional, and Prosthetic Outcomes With Implant-retained Finger Prostheses** *Prosthet Orthot Int.* v. 37 n. 2 p. 168–174 Jul. 2012

BHUSHAN , Bharat · CASPERS , Matt. An Overview of Additive Manufacturing (3D printing) for Microfabrication **Microsystem Technologies** v. 23, n. 4, p. 1117-1124 Berlin Mar. 2017.

BOCKEY, S. BERSSENBRUGEE, P. DIRKSEN, D. WERMKER, K. KLEIN, M. RUNTE, C. **Computer-aided Design of Facial Prostheses by Means of 3D-data Acquisition and Following Symmetry Analysis** *Journal Craniomaxillofac Surg.* V.46, n.8, p. 320-328. Mai. 2018.

CAMPBELL, T. WILLIAMS, C. GARRETT, O. I. B. **Could 3D Printing Change the World? Technologies, Potential, and Implications of Additive Manufacturing**, Atlantic Council. Washington, 2011. Disponível em: <<http://www.atlanticcouncil.org/publications/reports/could-3d-printing-change-the-world>>. Acesso em 30 mai. 2018.

CARDOSO, M.S.O. SOUZA, E. H. A. CARDOSO, A. J. O. CARDOSO, S. O. C. **Importance of Prosthetic Nasal Rehabilitation: a Case Report** *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Facial.*, Camaragibe v.6, n.1, p. 43 - 46, janeiro/março 2006

CARNEIRO, P. L. RÚBIO, R.C.C MORENO, A. **Estudo de resina Epóxi e adesivo á base de Cianocrilato aplicado em moldes produzidos em manufatura aditiva para confecção de próteses maxilo facial à base de silicone.** VII Congresso Brasileiro de Engenharia de Produção Ponta Grossa PR, Dezembro 2018.

COLOMBO, G. BERTETTI, M. BONACINI D. MAGRASSI, G. **"Reverse engineering and rapid prototyping techniques to innovate prosthesis socket design,"** *Revista SPIE-IS&TV.* 6056 60560 P-1 Jan. 2006.

DANIEL S. e EGGBEER, D. **A CAD and AM process for maxillofacial prostheses bar-clip retention** *Rapid Prototyping Journal* v. 22 n.1 p. 170 –177 Emerald Group Publishing Limited 2016.

DANGELO, J. G. FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Básica** segunda edição. Atheneu, 2002.

DOW CORNING. **Bula:** KRAYDEN INC. distribuidor autorizado Dow Corning Corporation, 2005.

EGGBEER, D. , BIBB, R. , EVANS, P. AND JI, L., **"Evaluation of direct and indirect additive manufacture of maxillofacial prostheses"**, *Journal of Engineering in Medicine* , Vol. 226 No. 9, pp. 718-728. 2012.

EOS **Additive Manufacturing, Laser-Sintering and industrial 3D printing - Benefits and Functional Principle: Design-driven manufacturing: 3D Printing Manufacturing Methods** disponível em: <https://www.eos.info/additive-manufacturing/for-technology-interested> . Acesso em: 19 mai. 2019.

FERNANDES, A. Y. LORONGA, P. R. COELHO, R. A. DUCATI L. G. SILVA, M. **PROTOTIPAGEM COMO FORMA ALTERNATIVA PARA REALIZAÇÃO DE CRANIOPLASTIA COM METILMETACRILATO** *Revista Arq Neuropsiquiatr* v. 62 n.3-B p.:865-868 Bauru SP, Brasil. Mai. 2004.

FOSP Fundação Oncocentro de São Paulo **Cuidados que o paciente deve tere com as próteses.** Disponível em: <http://www.fosp.saude.sp.gov.br/publicacoes/cuidadosprotese> Acesso em: 28 set. 2018

GESIM **BioScaffolder 3.2 3D Prototyping, Cell Printing and More.** Disponível em: [https://gesim-bioinstruments-microfluidics.com/wp-content/uploads/2018/11/GeSiM\\_BS32\\_2018\\_web.pdf](https://gesim-bioinstruments-microfluidics.com/wp-content/uploads/2018/11/GeSiM_BS32_2018_web.pdf)>. Acesso em: des. 2018

GOLOVIN M. A. MARUSIN N. V., GOLUBEVA Yu. B. **Use of 3D Printing in the Orthopedic Prosthetics Industry** *Biomedical Engineering*, V.52 n.2 p. 100-105 Jun. 2017.

HAO , Y.L., LI, S. J. YANG, R. **Biomedical titanium alloys and their additive manufacturing** *Rare Metals* v.35 n.9 p. 661-671 Set. 2016

HIKITA, A. CHUNG, U. C. HOSHI, K. e TAKATO, Tsuyoshi T. **Bone Regenerative Medicine in Oral and Maxillofacial Region Using a Three-Dimensional Printer** *tissue engineering: part A* V. 23, N. 11 and 12, 2017

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION **ISO 48-4:2018** RUBBER, VULCANIZED OR THERMOPLASTIC — DETERMINATION OF HARDNESS — PART 4: INDENTATION HARDNESS BY DUROMETER METHOD (SHORE HARDNESS) 2018

JAVAID M.,HALEEM A. **Additive manufacturing applications in medical cases: A literature based review** *Alexandria Journal of Medicine* V. 54 n.4 p. 411-422 Dez. 2018

JIANG, R. KLEER, K. PILLER, F.T. **Predicting the future of additive manufacturing: A Delphi study on economic and societal implications of 3D printing for 2030** *Technological Forecasting & Social Change* v.117 p. 84–97 2017

KAMIO, T. HAYASHI K. ONDA, T. TAKAKI, T. SHIBAHARA, T. YAKUSHIJI, T. SHIBUI, Takeo S. e KATO, H. **Utilizing a low-cost desktop 3D printer to develop a “one-stop 3D printing lab” for oral and maxillofacial surgery and dentistry fields** . *3D Printing in Medicine* v.4 n.6 Dez. 2018.

KOSSIERIS, S. KOUROUNIOTI,O. AGRAFIOTIS P. and GEORGOPOULOS ,A. **Developing a Low-Cost System for 3D Data Acquisition** The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences, Volume XLII-2/W8, 5th International Workshop LowCost 3D – Sensors, Algorithms, Applications, Hamburg, Germany, 28–29 Nov. 2017.

LIGHTMAN .Allan J., **Image realization: physical anatomical models from scan data**, Proc. SPIE 3335, Medical Imaging Jun. 1998.

LIN ,Yan-Ping. WANG, Cheng-Tao. DAIB, Ke-Rong **Reverse engineering in CAD model reconstruction of customized artificial joint** *Medical Engineering & Physics* v. 27 n. 2 p. 189–193 Mar. 2005.

LIZARDO, B. F. VIEIRA, L. M. G. RUBIO, J. C. C. PANZERA , T. H. and DAVIM, J. P. **An assessment of thermosetting infiltrate in powder-based composites made by additive manufacturing** *Journal of Composite Materials* Vol 53, Issue 7, Ago. 2018

LIU, Q. SHAO, L. FAN, H. LONG, Y. ZHAO , N. YANG, S. ZHANG, X. XU, J. **Characterization of maxillofacial silicone elastomer reinforced with different hollow microspheres** *Journal of Materials Science* v. 50 n. 11 p.:3976–3983 Jun. 2015

LU, B.,LI D. TIAN, X. **Development Trends in Additive Manufacturing and 3D Printing** *3D Printing Perspective* *Revista Engineering* v.1 n.1 p.: 85–89 2015.

LUCKIC, M. CLARKE, J. TUCK, C. WHITTOW W., AND WELLS G., **Printability of Elastomer Latex for Additive Manufacturing or 3D Printing**, *Journal. Appl. Polym. Scienc.*, v. 133, n. 4, p. 1–7, 2016.

MCELHENY, C. HAYES, D. DEVIREDDY, R. **Design and Fabrication of a Low-Cost Three-Dimensional Bioprinter** *Journal of Medical Devices* v.11 Dez. 2017.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, BRASIL, **Diretrizes de Atenção à pessoa amputada 2013**. Disponível em: <  
[http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes\\_atencao\\_pessoa\\_amputada.pdf](http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf)  
>. Acesso em: 05 out. 2018

MITRA, A. CHOUDHARY, S. GARG, H. JAGADEESH, H. **Maxillofacial Prosthetic Materials An Inclination Towards Silicones**. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. V.8 n. 12 p. 08-13 Dez. 2014.

MONTGOMERY, Douglas C.; RUNGER, George C. **Estatística aplicada e probabilidade para engenheiros**. ISBN p.523 Rio de Janeiro.

NETO, R. COSTA-FERREIRA, A. LEAL, N. MACHADO, M. REIS, A. D **Na engineering-based approach for design and fabrication of customized nasal prosthesis** *Prosthetics and Orthotics International* v. 39 n. 5 p.: 422-428. 2015.

OVADIA, S. A. ASKARI, Mo. **Upper Extremity Amputations and Prosthetics** *Semin Plast Surg* v.29 n.1 p.: 55-61. Fev. 2015.

PATHANK, V. K. NAYAK, C. SINGH, A. K. CHAUDHARY, H. **A Virtual Reverse Engineering Methodology for Accuracy Control of Transibial Prosthetic Socket** *Malaviya National Institute of Technology* , V. 28, N. 5 India 2016.

PRASAD, S. **Maxillofacial Prosthesis: A Review of Treatment Concepts for Better Prosthesis Prognosis Bengal** *Journal of Otolaryngology and Head Neck Surgery* V. 25 N. 2 Ago. 2017.

RELVAS, Carlos Alberto Moura. **Processos de prototipagem rápida no fabrico de modelos de geometria complexa: estudo realizado sobre o modelo anatómico da mão**. 121 f. Dissertação Mestrado em Design Industrial Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2002

RETROUVEY, H. ZUO, K. J. HO, E. S. FORREST, C. **A fast and improved method of rapid prototyping for ear prosthesis using portable 3D laser scanner** *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* V. 71, n. 6, p.: 945-946 Jun. 2018.

SANTOS, D.M. GOIATO M.C. PESQUEIRA A. A. BANNWART, L.C. RESENDE M.C.R.A. MAGRO-FILHO O. MORENO A. **Prosthesis Auricular With Osseointegrated Implants and Quality of Life** *The Journal of Craniofacial Surgery* V. 21, N. 1, Jan. 2010.

SILVA, K. M. M. N. ; REZENDE, B. A. ; LIZARDO, B. F. ; VIEIRA, L. M. G. ; Faria, P. E. ; RUBIO, J. C. C. . **Using the optical and electron microscopy coupled with**

**energy dispersive system for characterization of unknown chemical composition sample.** IX Congresso de Microscopia de Materiais, 2016.

SINGH S. RAMAKRISHNA S. **Biomedical applications of additive manufacturing: Present and future** *Current Opinion in Biomedical Engineering* v.2 p.: 105-115 2017.

STEELY, M. E. MERRILL, S. D'AMARO, J. COLASANTE, C. BLUM, M. M. TURK, M. A. **Custom-made 3D Printed Finger Prosthetics with Haptic Feedback: A Case Report** *PM&R* V. 10, n. 9, Set. 2018.

STEENHUIS, Harm-Jan and PRETORIUS Leon **Consumer additive manufacturing or 3D printing adoption: an exploratory study** *Journal of Manufacturing Technology Management* v. 27 N. 7, p. 990-1012 2016.

THIELE O. C. BROM, J. DUNSCHE, A. EHRENFELD, M. FEDERSPIL, P. FRERICH, B. HÖLZLE, F. KLEIN, K. KREPEL, K. KÜBLER, A.C. KÜBLER, N. R. KUNKEL, M. KUTTENBERGER, J. MAUER, G. MAYER, B. MOHR, C. NEFF, A. PRASSE, M. REICH, R. H. REINERT, S. ROTHAMEL, D. WILTFANG, J. ZIEGLER, C.M. MISCHKOWSKI R.A. ZÖLLER, J. E. **The current state of facial prosthetics – A multicenter analysis** *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* v. 43, n. 7, p.: 1038-1041 Set 2015.

THOMPSON, M. K. MORONI, G. VANEKER, T. FADEL, G. R. CAMPBELL, I. e, GIBSON, I. BERNARD, A. SCHULZ, J. GRAF, P. AHUJA, B. MARTINA, F. **Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints** *Annals - Manufacturing Technology* v. 65, n.2, p.: 737-760, 2016.

TZENG, M. HSING, L. CHANG S. **Development and Evaluation of a CAD/3DP Process for Transtibial Socket Fabrication Biomedical Engineering: Applications**, *Basis and Communications*, V. 27, N. 5, 9 páginas 2015.

UNKOVSKIY, A. SPINTZYK, S. BROM, J. HUETTIG, F. KEUTEL C. **Clinical Report Direct 3D printing of silicone facial prostheses: A preliminary experience in digital workflow** *The Journal of Prosthetic Dentistry*. V. 120 n. 2 p. 302-308 2017

WATSON, J. MUHANAD, M. **Complete integration of technology for improved reproduction of auricular prostheses** *The Journal of Prosthetic Dentistry* v. 11, n.5, p.: 430-436, Mai. 2014.

WERNDLE, M.C., CROCKER, M., ZOUMPROULI, A. PAPADOPOULOS, M.C, **“Modified acrylic cranioplasty for large cranial defects”**, *Clinical Neurology and Neurosurgery*, V. 114 N. 7, p. 962-964. 2012.

WONDERGEM, M. LIEBEN G. BOUMAN, S. BREKEL M. W.M. LOHUIS P. J.F.M., **Patients' satisfaction with facial prostheses** *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* v. 54 p. 394–399, 2016.

VOLPATO N. et al **Manufatura aditiva: Tecnologia e aplicações da impressão 3D** Editora Edgard Bucher Ltda. 2017.

## ANEXO A – INFORMAÇÕES ADICIONAIS DA ESTATÍSTICA DESCRITIVA TUKEY E A ANOVA DOS VALORES OBTIDOS NOS ENSAIOS DE FLEXÃO MOR (MPa)

Null hypothesis All means are equal  
 Alternative hypothesis At least one mean is different  
 Significance level  $\alpha = 0,05$

Equal variances were assumed for the analysis.

### Factor Information

Factor	Levels	Values
Revestimento	6	Ciano. Ver. Vitr.; Ciano.Ver.Alco.; Cianoacrilato; Ver. Acr.Acet.; Ver. Alcool; Ver.Vitral

### Analysis of Variance

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Revestimento	5	2528,7	505,734	157,09	0,000
Error	54	173,8	3,219		
Total	59	2702,5			

### Model Summary

S	R-sq	R-sq(adj)	R-sq(pred)
1,79428	93,57%	92,97%	92,06%

### Means

Revestimento	N	Mean	StDev	95% CI
Ciano. Ver. Vitr.	10	16,294	1,026	(15,157; 17,432)
Ciano.Ver.Alco.	10	12,273	1,942	(11,135; 13,410)
Cianoacrilato	10	16,18	3,41	( 15,04; 17,31)
Ver. Acr.Acet.	10	1,8262	0,1994	(0,6886; 2,9638)
Ver. Alcool	10	1,513	0,608	( 0,376; 2,651)
Ver.Vitral	10	3,436	1,563	( 2,298; 4,573)

Pooled StDev = 1,79428

## Tukey Pairwise Comparisons

Grouping Information Using the Tukey Method and 95% Confidence

Revestimento	N	Mean	Grouping
Ciano. Ver. Vitr.	10	16,294	A
Cianoacrilato	10	16,18	A
Ciano.Ver.Alco.	10	12,273	B
Ver.Vitral	10	3,436	C
Ver. Acr.Acet.	10	1,8262	C
Ver. Alcool	10	1,513	C

Means that do not share a letter are significantly different.

## Tukey Simultaneous 95% CIs

## ANEXO B – INFORMAÇÕES ADICIONAIS DA ESTATÍSTICA DESCRITIVA TUKEY E A ANOVA DOS VALORES OBTIDOS NOS ENSAIOS DE FLEXÃO MOE (GPA)

Null hypothesis All means are equal  
 Alternative hypothesis At least one mean is different  
 Significance level  $\alpha = 0,05$

Equal variances were assumed for the analysis.

Factor Information

Factor	Levels	Values
Revestimento	6	Ciano. Ver. Vitr.; Ciano.Ver.Alco.; Cianoacrilato; Ver. Acr.Acet.; Ver. Alcool; Ver.Vitral

Analysis of Variance

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Revestimento	5	256,38	51,2758	175,29	0,000
Error	54	15,80	0,2925		
Total	59	272,17			

Model Summary

S	R-sq	R-sq(adj)	R-sq(pred)
0,540846	94,20%	93,66%	92,84%

Means

Revestimento	N	Mean	StDev	95% CI
Ciano. Ver. Vitr.	10	4,672	0,463	( 4,329; 5,015)
Ciano.Ver.Alco.	10	4,212	0,575	( 3,870; 4,555)
Cianoacrilato	10	3,268	1,100	( 2,925; 3,610)
Ver. Acr.Acet.	10	0,000000	0,000000	(-0,342896; 0,342896)
Ver. Alcool	10	0,000000	0,000000	(-0,342896; 0,342896)
Ver.Vitral	10	0,000000	0,000000	(-0,342896; 0,342896)

Pooled StDev = 0,540846

### Tukey Pairwise Comparisons

Grouping Information Using the Tukey Method and 95% Confidence

Revestimento	N	Mean	Grouping
Ciano. Ver. Vitr.	10	4,672	A
Ciano.Ver.Alco.	10	4,212	A
Cianoacrilato	10	3,268	B
Ver.Vitral	10	0,000000	C
Ver. Alcool	10	0,000000	C
Ver. Acr.Acet.	10	0,000000	C

Means that do not share a letter are significantly different.

### Tukey Simultaneous 95% CIs

## ANEXO C – INFORMAÇÕES ADICIONAIS DA ESTATÍSTICA DESCRITIVA TUKEY E A ANOVA DOS VALORES OBTIDOS NOS ENSAIOS DE COMPRESSÃO MOR (MPA)

---

Null hypothesis All means are equal  
 Alternative hypothesis At least one mean is different  
 Significance level  $\alpha = 0,05$

Equal variances were assumed for the analysis.

### Factor Information

Factor	Levels	Values
Revestimento	6	Ciano. Ver. Vitr.; Ciano.Ver.Alco.; Cianoacrilato; Ver. Acr.Acet.; Ver. Alcool; Ver.Vitral

### Analysis of Variance

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Revestimento	5	3671,5	734,292	249,35	0,000
Error	54	159,0	2,945		
Total	59	3830,5			

### Model Summary

S	R-sq	R-sq(adj)	R-sq(pred)
1,71605	95,85%	95,46%	94,87%

### Means

Revestimento	N	Mean	StDev	95% CI
Ciano. Ver. Vitr.	10	17,532	1,785	(16,445; 18,620)
Ciano.Ver.Alco.	10	20,392	2,836	(19,304; 21,480)
Cianoacrilato	10	16,527	2,419	(15,439; 17,615)
Ver. Acr.Acet.	10	2,210	0,407	( 1,122; 3,298)
Ver. Alcool	10	2,379	0,383	( 1,291; 3,467)
Ver.Vitral	10	3,509	0,522	( 2,421; 4,597)

Pooled StDev = 1,71605

## Tukey Pairwise Comparisons

Grouping Information Using the Tukey Method and 95% Confidence

Revestimento	N	Mean	Grouping
Ciano.Ver.Alco.	10	20,392	A
Ciano. Ver. Vitr.	10	17,532	B
Cianoacrilato	10	16,527	B
Ver.Vitral	10	3,509	C
Ver. Alcool	10	2,379	C
Ver. Acr.Acet.	10	2,210	C

Means that do not share a letter are significantly different.

## Tukey Simultaneous 95% CIs



## ANEXO D – INFORMAÇÕES ADICIONAIS DA ESTATÍSTICA DESCRITIVA TUKEY E A ANOVA DOS VALORES OBTIDOS PARA PORCENTAGEM DE INFILTRANTE ABSORVIDO

Null hypothesis All means are equal  
 Alternative hypothesis At least one mean is different  
 Significance level  $\alpha = 0,05$

Equal variances were assumed for the analysis.

### Factor Information

Factor	Levels	Values
Revestimento	6	Ciano. Ver. Vitr.; Ciano.Ver.Alco.; Cianoacrilato; Ver. Acr.Acet.; Ver. Alcool; Ver.Vitral

### Analysis of Variance

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Revestimento	5	3849,70	769,941	426,55	0,000
Error	54	97,47	1,805		
Total	59	3947,17			

### Model Summary

S	R-sq	R-sq(adj)	R-sq(pred)
1,34351	97,53%	97,30%	96,95%

### Means

Revestimento	N	Mean	StDev	95% CI
Ciano. Ver. Vitr.	10	20,210	1,305	(19,358; 21,062)
Ciano.Ver.Alco.	10	19,398	2,076	(18,547; 20,250)
Cianoacrilato	10	18,888	2,005	(18,036; 19,740)
Ver. Acr.Acet.	10	0,9747	0,3072	(0,1229; 1,8265)
Ver. Alcool	10	3,763	0,650	( 2,912; 4,615)
Ver.Vitral	10	6,842	0,530	( 5,990; 7,694)

Pooled StDev = 1,34351

## Tukey Pairwise Comparisons

Grouping Information Using the Tukey Method and 95% Confidence

Revestimento	N	Mean	Grouping
Ciano. Ver. Vitr.	10	20,210	A
Ciano.Ver.Alco.	10	19,398	A
Cianoacrilato	10	18,888	A
Ver.Vitral	10	6,842	B
Ver. Alcool	10	3,763	C
Ver. Acr.Acet.	10	0,9747	D

Means that do not share a letter are significantly different.

## Tukey Simultaneous 95% CIs

## ANEXO E – INFORMAÇÕES ADICIONAIS SOBRE A ESTATÍSTICA DESCRITIVA TUKEY DOS VALORES OBTIDOS NO ENSAIO DE DUREZA (SHORE)

### Tukey Pairwise Comparisons

Grouping Information Using the Tukey Method and 95% Confidence

Processo	N	Mean	Grouping
MA Polimerizadora	9	31,311	A
MA Autopolimerização	9	30,778	A
Autopolimeriza	3	30,633	A
Estufa	3	30,600	A
MA Estufa	9	30,589	A
Polimerizadora	3	30,300	A

Means that do not share a letter are significantly different.

Tukey Simultaneous Tests for Differences of Means

Difference of Levels	Difference of Means	SE of Difference	95% CI	T-Value	Adjusted P-Value
Estufa - Autopolimeri	-0,033	0,839	(-2,583; 2,516)	-0,04	1,000
MA Autopolim - Autopolimeri	0,144	0,685	(-1,937; 2,226)	0,21	1,000
MA Estufa - Autopolimeri	-0,044	0,685	(-2,126; 2,037)	-0,06	1,000
MA Polimeriz - Autopolimeri	0,678	0,685	(-1,404; 2,759)	0,99	0,918
Polimerizado - Autopolimeri	-0,333	0,839	(-2,883; 2,216)	-0,40	0,999
MA Autopolim - Estufa	0,178	0,685	(-1,904; 2,259)	0,26	1,000
MA Estufa - Estufa	-0,011	0,685	(-2,093; 2,071)	-0,02	1,000
MA Polimeriz - Estufa	0,711	0,685	(-1,371; 2,793)	1,04	0,901
Polimerizado - Estufa	-0,300	0,839	(-2,850; 2,250)	-0,36	0,999
MA Estufa - MA Autopolim	-0,189	0,484	(-1,661; 1,283)	-0,39	0,999
MA Polimeriz - MA Autopolim	0,533	0,484	(-0,939; 2,005)	1,10	0,877
Polimerizado - MA Autopolim	-0,478	0,685	(-2,559; 1,604)	-0,70	0,981
MA Polimeriz - MA Estufa	0,722	0,484	(-0,750; 2,194)	1,49	0,672
Polimerizado - MA Estufa	-0,289	0,685	(-2,371; 1,793)	-0,42	0,998
Polimerizado - MA Polimeriz	-1,011	0,685	(-3,093; 1,071)	-1,48	0,681

Individual confidence level = 99,51%

## ANEXO F – QUESTIONÁRIO ESTRUTURADO APLICADO À EQUIPE DE PRÓTESE BUCO-MAXILO-FACIAL DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA/UFMG

<b>Questionário comparativo para avaliar os benefícios do uso da digitalização e impressão 3D na confecção de próteses maxilofacial.</b>				
Marque um <b>X</b> nas questões abaixo comparando a prótese de nariz CAD/CAM com as tradicionais produzidas no lab. Bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia/UFMG				
	Piorou	São Similares	Houve melhoria	Melhorou muito
1. Peso da prótese				
2. Espessura da borda				
3. Formato da prótese				
4. Adaptação ao rosto				
5. Aspecto natural da prótese				